

Technická univerzita v Liberci

Fakulta strojní

Katedra mechaniky pružnosti a pevnosti

Magisterský studijní program: M 2301 Strojní inženýrství

Obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

BIOMECHANICKÁ ANALÝZA BEZPEČNOSTNÍHO SYSTÉMU HANS

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE HANS SAFETY SYSTEM

Vojtěch Fajstavr

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D. – TU v Liberci

Konzultant: Ing. Jiří Blekta, Ph.D. – TU v Liberci

Počet stran: 59

Počet tabulek: 5

Počet obrázků: 43

Počet grafů: 16

Datum: 28. 5. 2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité prameny a literaturu, ze které jsem čerpal.

V Liberci 28.5. 2013

.....

Vojtěch Fajstavr

Poděkování

Můj dík při vytváření této diplomové práce patří především doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph. D., který svým zájmem, radami a přístupem dokázal v člověku vzbudit ten správný zájem o vědu a bádání a bez něhož by tato práce nevznikla.

Abstrakt

Tato diplomová práce shrnuje bezpečnostní prvky vozidel rallycrossu a jejich jezdců s ohledem na biomechanický význam. Dále rozebírá biomechaniku páteře, možná poranění vzniklá silovými účinky, jejich projevy a případná vzniklá omezení. Zmíněná témata jsou pak klíčem k rozboru a analýze bezpečnostního systému HANS (Head And Neck Support) a silových účinků na bederní páteř. Analýzy jsou prováděny simulacemi v MSC.ADAMS, které pracují s upraveným modelem člověka z programu LifeModeler. K porovnání výsledků byly poskytnuty zdravotnické materiály zraněných, u kterých je podezření na možnou souvislost se systémem HANS.

Klíčová slova

HANS (Head And Neck Support), biomechanika páteře, fraktury páteře, MSC.ADAMS

Abstract

This final year project analyzed the safety devices used for rally cars and drivers from the biomechanics point of view. Afterwards the biomechanics of spine and its injuries due to car accidents was discussed. These bibliographic research is a key for the analyses of safety system HANS (Head and Neck Support). The analyses were done in the software MSC.MARC, with the package LifeModeler. The validation of our results was done by the bibliographic comparison.

Keywords

HANS (Head And Neck Support), biomechanics of the spine, spine fractures, MSC.ADAMS

Obsah

Seznam obrázků	3
Seznam grafů	5
Seznam tabulek.....	6
Úvod	7
1 Zhodnocení pasivních bezpečnostních prvků s ohledem na biomechaniku	9
1.1 Úvod do problematiky	9
1.2 Prvky pasivní bezpečnosti posádky v rallycrossu	10
1.2.1 Funkce závodní sedačky v soustavě bezpečnostních prvků jezdce	10
1.2.2 Ochranná přilba.....	14
1.2.3 Bezpečnostní pásy	14
1.2.4 Zadržné systémy hlavy	19
2 Poranění páteře	23
2.1 Stabilita páteře	24
2.2 Páteř a její biomechanické vlastnosti	24
2.2.1 Biomechanika krční páteře.....	26
2.2.2 Biomechanika hrudní páteře.....	29
2.2.3 Biomechanika bederní páteře.....	30
2.3 Fraktury páteře	32
3 Systém HANS.....	36
3.1 Úvod do problematiky	36
3.2 HANS a bederní páteř	37
3.2.1 Zdravotnická data zraněných	37
4 Simulace k posouzení bezpečnosti systému HANS	40
4.1 Model člověka pro simulaci v MSC.ADAMS	40

4.2	Ostatní modely pro simulaci v MSC.ADAMS	41
4.3	Sestavení a konfigurace modelu pro výpočet.....	42
4.3.1	Modelování bezpečnostních pásů	44
4.3.2	Modelování úseků páteře	45
4.3.3	Stanovení tuhosti bezpečnostních pásů.....	46
4.4	Platnost výpočtu – validace	48
4.5	Simulace sil mezi obratli bederní páteře.....	50
4.5.1	Simulovaný náraz v rychlosti 55 km/h	51
4.5.2	Simulovaný náraz ve vertikální rovině	53
	Závěr	56
	Literatura	57

Seznam obrázků

Obr. 1 Rozložení gravitačního přetížení do směrů x,y,z	9
Obr. 2 Ukázka tvaru závodní sedačky standardu FIA 8855-1999.	12
Obr. 3 Funkce mezipasažérového airbagu	12
Obr. 4 Konfigurace sedačky pro testování.	13
Obr. 5 Referenční roviny pro halvu, ramena a pánev a jejich minimální rozměry.....	13
Obr. 6 Rozměry výstelek pohlcující mechanickou energii.....	13
Obr. 7 Zapojený tříbodový bezpečnostní pás na levé straně vozidla v osobním automobilu.	15
Obr. 8 Schéma tříbodových bezpečnostních pásů s vyznačenými body upevnění. [28]..	16
Obr. 9 Schéma tříbodových bezpečnostních pásů s vyznačenými body upevnění. [28]..	16
Obr. 10 Upevnění bezpečnostních pásů (nárys).	17
Obr. 11 Upevnění pětibodových bezpečnostních pásů (pohled z boku).	17
Obr. 12 Uchytení systému HANS (bokorys, půdorys).....	18
Obr. 13 Náčrtek kompletně usazeného HANSu.	19
Obr. 14 Náčrtek systému HANS se znázorněnými reakcemi (vlevo). Hlava bez použití systému HANS (vpravo). Tether Force – síla držící helmu při nárazu. Shloulder-Belt Restrainer – síla v rameních pásech při nárazu. A, B, C, - SMYKOVÉ, NORMÁLNÉ, VÝSLEDNÉ - síly působící na hlavu rozložené do složek.	20
Obr. 15 Porovnání zatížení při pužití systému HANS a bez něj.	20
Obr. 16 Geometrické specifikace podle FIA 8858-2010.....	21
Obr. 17 Geometrické specifikace systému HYBRID podle FIA 8858-2010.	22
Obr. 18 Pohybový segment s meziobratlovou ploténkou a kloubem. Středem obratlů probíhá mícha.	23
Obr. 19 Znázornění meziobratlových vazů. 1–přední podélný vaz; 2–zadní podélný vaz; 3, 4–interspinální vazy; 5– intertransversální vaz; 6-supraspinální vaz.	23
Obr. 20 Páteř s označením jednotlivých anatomických celků.	25
Obr. 21 Krční páteř (červeně).....	26
Obr. 22 Pohyb hlavy při whiplash syndromu.	27
Obr. 23 Šipky znázorňuj průchod <i>arteria vertebralis</i>	28
Obr. 24 Vertikální pružení Th páteře.....	29
Obr. 25 Hrudní páteř (červeně).	29

Obr. 26 Bederní páteř (červeně).	30
Obr. 27 Levostranná zadní paramediální hernie meziobratlové ploténky. 1 – oblouk bederního obratle s trnovým výběžkem, 2 – mícha, 3 – hernie, 4 – ploténka, 5 – tělo obratle, 6 – kořen míšního nervu).	31
Obr. 28 Bederní páteř s vyznačenými úhly mezi rovinami jednotlivých obratlů.	31
Obr. 29 a,b,c Znázornění fraktur v thorakolumbální oblasti.....	35
Obr. 30 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 1	37
Obr. 31 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 2	38
Obr. 32 CT snímky fraktur obratlů Th11 a Th12 pacienta 2.....	38
obr. 33 CT snímek fraktury obratle L1 pacienta 3.....	39
Obr. 34 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 3	39
Obr. 35 CT snímek fraktury obratle L1 pacienta 4.	39
Obr. 36 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 4	39
Obr. 37 Model člověka převzatý z programu LiveModeler se zobrazeným úsekem páteře mezi C1-Th1 Th12-S1, kterým je upravena krční a břišní část modelu. Osové kříže znázorňují kloubová spojení mezi jednotlivými anatomickými celky. Osa páteře vlevo prochází obratlovými těly, osa vpravo prochází obratlovými klouby.	40
Obr. 38 Model sedačky kompatibilní se systémem HANS s orientačními rozměry.....	41
Obr. 39 Model systému HANS s orientačními rozměry.	42
Obr. 40 Funkční sestava v MSC.ADAMS View.	42
obr. 41 Funkční sestava pro vytvořená v MSC.ADAMS View bez systému HANS.....	43
obr. 42 Funkční sestava pro čelní náraz vytvořená v MSC.ADAMS View se systémem HANS.....	43
Obr. 43 Uchycení bezpečnostních pásů ke karoserii.	44
Obr. 44 Vymodelované tělo obratle C5 se zřetelným párem pružin, které nahrazují meziobratlovou ploténku mezi C4 a C5. Růžová značka označuje polohu meziobratlového kloubu tohoto obratle. Objemy obratlového těla a obratlového kloubu jsou vazbami propojeny a tvoří jedno komaktní těleso.....	45
Obr. 45 Dynamická odezva modelu lidského těla při čelním nárazu z analýzy	50

Seznam grafů

Graf 1 Závislost zatížení pásů na prodloužení (tuhostní charakteristika).	47
Graf 2 Tuhostní charakteristika vzorku č. 1.	47
Graf 3 Tuhostní charakteristika vzorku č. 2.	47
Graf 4 Zpomalovací impuls simulačních saní.....	48
Graf 5 Stanovené zrychlení hlavy v analýze, s kterým porovnáváme vypočítané hodnoty na našem modelu.....	48
Graf 6 Zrychlení hlavy zjištěné při simulaci na našem modelu vytvořeného v této práci.	49
Graf 7 Zrychlení modelu a hlavy při simulovaném nárazu bez použití systému HANS. ..	51
Graf 8 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře bez použití systému HANS.	51
Graf 9 Síly působící na meziobratlové disky krční páteře bez použití systému HANS.	52
Graf 10 Zrychlení modelu a hlavy při simulovaném nárazu s použitým systémem HANS.	52
Graf 11 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře s použitým systémem HANS.....	52
Graf 12 Síly působící na meziobratlové disky krční páteře s použitím systémem HANS.	53
Graf 13 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře bez použití systému HANS.	53
Graf 14 Síly působící na meziobratlové disky krční páteře bez použití systému HANS ..	53
Graf 15 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře s použitým systémem HANS.....	54
Graf 16 Síly na meziobratlové disky krční páteře s použitým systémem HANS.....	54

Seznam tabulek

Tab. 1 Druh nárazu a simulovaného zatížení na sedačku.	11
Tab. 2 Znázornění uchycení šestibodových pásů ve dvou variantách.	18
Tab. 3 Rozdělení fraktur páteře, které vytvořili Aebi, Nazarian, Magerelem a spol.	32
Tab. 4 Referenční hodnoty pro montáž bezpečnostních pásů se systémem HANS.	45
Tab. 5 Tuhost meziobratlových plotének.	45

Úvod

V automobilové rallye stejně jako u ostatní rychlostních sportů jde o čas. Organizátoři se snaží mít závody zajímavé jak pro jezdce, tak pro diváky. To vyžaduje vysokou úroveň bezpečnosti jak automobilů, tak prvků, které ochrání samotné jezdce při nehodě.

Každý automobil rallycrossu, který se chce postavit na start, musí splňovat bezpečnostní kritéria daná předpisy mezinárodní automobilové federace FIA, které stojí v příloze J, čl. 253. Tento článek hovoří o bezpečnostní výbavě, zahrnující takové bezpečnostní prvky, které se snaží technickou závadu buď vyloučit, popřípadě když závada nastane, nedošlo k ohrožení osob.

Bezpečnost závodníků jde stále dopředu, proto rallye sport kromě standardních bezpečnostních prvků začal používat prvek převzatý ze závodů na uzavřené dráze - HANS, který zabraňuje prudkému dopřednému pohybu hlavy při nárazu.

Systém HANS (**H**ead **A**nd **N**eck **S**upport), v překladu zařízení na ochranu hlavy a krku, je prvek aktivní bezpečnosti jezdce, který byl vyvíjen v 80. letech minulého století Dr. Robert Hubbardem, profesorem Michiganské university. Zařízení bylo určeno pro jezdce jedoucích po závodním okruhu jako Formule 1 a NASCAR, kde hrozí hlavně nárazy do svodidel ve vysokých rychlostech, při nichž je velké riziko vzniku zlomenin spodní lebeční kosti, neboli bazální fraktury a k poranění krční páteře, neboť zafixované tělo bezpečnostními pásy v těsné sedačce připevněné pevně k vozidlu při nárazu do překážky ztratí svoji rychlost za velmi krátký čas, jsou jimi zlomky sekundy, takže na hlavu s přilbou začne působit ohromné zrychlení, které ji po nárazu vzhledem k vozidlu prakticky vystřelí. Tyto nehody potom mají fatální následky.

Autoklub české republiky po vzoru ostatních evropských automobilových asociací zvažuje povinné používání tohoto systému v rallye. Je však podezření, že při nesprávném použití zádržného systému HANS dochází za jistých podmínek při nárazu ke kompresivním frakturám obratlů páteře, zejména bederních. Z dostupných zdravotnických materiálů se jedná především o první dva bederní obratle.

Náplní této diplomové práce je tedy zhodnocení současných povinných bezpečnostních prvků v rallye a systému HANS na tělo jezdce. Uvedení do základních

biomechanických vlastností páteře člověka, její možná poranění spojená s následky při její omezené nebo nesprávné funkci a nastíněná problematika zlomeniny obratlů včetně jejich dělení a specifikace.

Výše zmíněné teoretické okruhy jsou pak vodítkem k plnému pochopení samotných analýz systému HANS a jeho vlivu na oblast bederní páteře, které jsou prováděny v programu MSC.ADAMS.

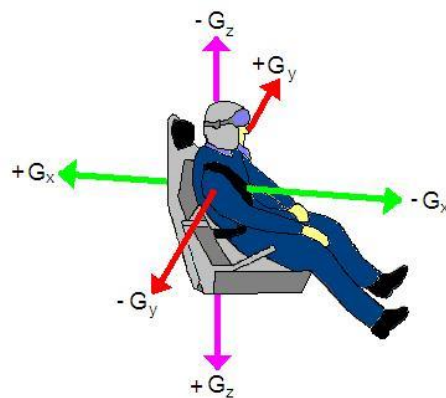
1 Zhodnocení pasivních bezpečnostních prvků s ohledem na biomechaniku

1.1 Úvod do problematiky

Při dopravní nehodě jde hlavně o gravitační přetížení vlivem prudkého zpomalení vozidla nárazem do překážky, která trvá milisekundy. Lidské tělo je v tomto krátkém okamžiku vystaveno extrémnímu mechanickému zatěžování.

Gravitační přetížení udávané v násobku gravitačního zrychlení (1G, 2G, atd...), které denně pociťujeme má hodnotu právě 1G. Piloti vojenských a akrobatických letadel jsou vystavováni 3-8 krát většímu gravitačnímu zrychlení, tedy 3-8G.

Obecně gravitační přetížení, které působí na člověka, rozdělujeme na pozitivní (+) a negativní (-), svislé (osa z), příčné (osa y), podélné (osa x) podle obr. 1. V rallye sportu se moc neseťkáme se zvýšeným svislým gravitačním přetížením jako u pilotů letadel, ale s ostatními určitě ano, i když ne jako v letectví. Proto stojí za to uvést pár příkladů, jak dlouho dokáže lidský organismus snášet různé velikosti gravitačního přetížení a jaké fyziologické změny nastávají [1]:



Obr. 1 Rozložení gravitačního přetížení do směrů x,y,z. [1]

Účinky pozitivně podélného G

- sedící člověk vystaven 4G vydrží 40-50s, 15-20G asi 1s, stojící se s ním vyrovnává hůře;
- při 2G pociťuje pocit těžkých a obtížně pohyblivých končetin;
- při 3-4G neudržíme vzpřímenou polohu, dýchání a otevřené oči jsou velmi těžké;
- 4-6G krátkodobá ztráta zraku (blackout – zatmění);
- Při 20G dochází k fraktuře obratlů.

Účinky pozitivně příčného G

- v leže dokážeme tolerovat po dobu 3 minut 10-17G;

- je velmi namáháno dýcháním, hyperventilace, vysoké tlaky v mozkových cévách, nával krve do sítnice, zčervenání zorného pole a možná ztráta vidění, nebezpečí krvácení do mozku.

Účinky pozitivního svislého G

- při 4,5G v relaxované poloze dochází bez pomůcek ke ztrátě vidění a následnému bezvědomí (podepřená ruka je schopna vykonávat pohyby až do +8G;
- nedokrvování sítnice – obraz zešedne a zúží zorné pole;
- zhoršená pohyblivost končetin.

Jezdci rallye nejsou při jízdě vystavováni takovým zrychlením jako piloti letadel. Dojde-li však k nehodě, která trvá 0,1 s, můžeme si jednoduchým výpočtem zjistit, že náraz do pevné překážky z rychlosti 100 km/h vystaví těla posádky přetížení 27,8G. Lidské tělo, které má 80 kg, se v tento okamžik chová jako by mělo 2224 kg. Doba nárazu však může být a je mnohem kratší, takže přetížení, kterým je posádka vystavena, ještě vzroste. Takovéto hodnoty způsobují vážná poranění organismu, která mohou, vzniknou jak následným nárazem o kabinu vozidla, tak setrvačnými silami na tkáně organismu.

1.2 Prvky pasivní bezpečnosti posádky v rallycrossu

Z pohledu biomechaniky jsou pro bezpečnost posádky nejdůležitějšími prvky sedačka, ke které jsou připevněny bezpečnostními pásy. Proti případnému poranění hlavy je samozřejmostí ochranná přilba. Bezpečnostní pásy však zajistí jezdce v sedačce, ale při nehodě volná hlava, která je navíc těžší o helmu, se prudce zakloní a může dojít k poranění krční páteře a spodní části lebečních kostí, která je velmi často doprovázena poraněním míchy a mozkového kmene. Proti tomuto se tedy vyvinul a začal používat zádržný systém HANS, dnes zařazený mezi systémy FHR (**F**rontal **H**ead **R**estraint).

1.2.1 Funkce závodní sedačky v soustavě bezpečnostních prvků jezdce

Sedačka pro přímou ochranu posádky nemá tak jednoznačnou funkci jako třeba bezpečnostní pás nebo helma. Speciální závodní sedačky zajišťují, aby posádka byla dostatečně upoutána pomocí ostatních bezpečnostních prvků k vozidlu a mohla tak,

především řidič, plně vnímat a ovládat pohyb automobilu. Při tom se předpokládá, že v případě nehody ostatní zmíněné použité bezpečnostní prvky udrží těla jezdců v sedadlech tak, aby následky nehody byly co nejmenší. Tvar a tuhost sedačky jim k tomu napomáhá.

Závodní sedačky v rallycrossu musí splňovat standardy dané mezinárodní automobilovou federací FIA 8855-1999 a 8862-2009. Tyto normy jezdcům říkají, jak například musí být připevněna sedačka ke karoserii automobilu, jaký tvar by jejich výrobce měl dodržovat a jak se musí provádět jejich testování, aby získala potřebnou homologaci mezinárodní automobilové federace, která je pro jezdce jednou z nutných podmínek, kterou musí splnit před tím, než se postaví na start. Dále hovoří o jejich celkové životnosti.

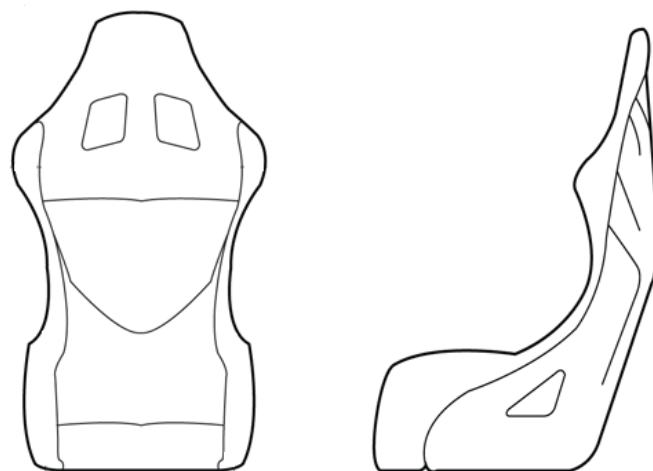
1.2.1.1 Sedačky standardu FIA 8855-1999

Sedačky standardu FIA 8855/1999 s životností 5 let, kterou lze po kontrole výrobcem prodloužit o další dva roky, jsou přesně testovány podle této normy, která udává hodnoty násobku gravitačního zrychlení, které tyto sedačky musejí při testech vydržet při přesně definovaném umístění testovací figuríny. Sedačky se testují na přesně specifikovaných testovacích saních. Simulací při zkoušce se napodobují tyto situace:

<i>druh simulace</i>	<i>simulované přetížení</i>	<i>minimální doba trvání nárazu</i>	<i>celková hmotnost testovacích saní</i>
čelní náraz do překážky	20 g	50 ms	685 kg
boční náraz do překážky	15 g	50 ms	685 kg
náraz do překážky zezadu	10 g	50 ms	685 kg

Tab. 1 Druh nárazu a simulovaného zatížení na sedačku. [3]

Tyto sedačky musejí splňovat pouze mechanické vlastnosti, aby při nárazu nedošlo k její destrukci, eventuálně k poškození jejího uchycení k vozidlu, které z tohoto důvodu taktéž zcela jednoznačně tato norma předepisuje.



Obr. 2 Ukázka tvaru závodní sedačky standardu FIA 8855-1999. [27]

1.2.1.2 Sedačky standardu FIA 8862-2009

Sedačky standardu FIA 8862-2009 mají životnost 10 let. Oproti sedačkám staršího standardu FIA 8855-1999 poskytují její lepší pevnost, lepší podporu při nárazu zezadu a lepší podporu pánve, ramen a hlavy při bočním nárazu. Tato norma vznikla na základě dynamických testů prováděná na testovacích saních.

Norma předepisuje geometrii, pevnost a tuhost sedadla a stejně jako pro sedadla staršího typu jakým způsobem má být sedadlo k vozidlu připevněno. Ergonomie sedadla musí být navržena tak, aby nepřetěžovala trup jezdce, povrch sedadla musí být opatřen v předepsaných místech (sedák, hlavová opěrka, ramena, pánev) materiálem pohlcující mechanickou energii v předepsané minimální tloušťce.

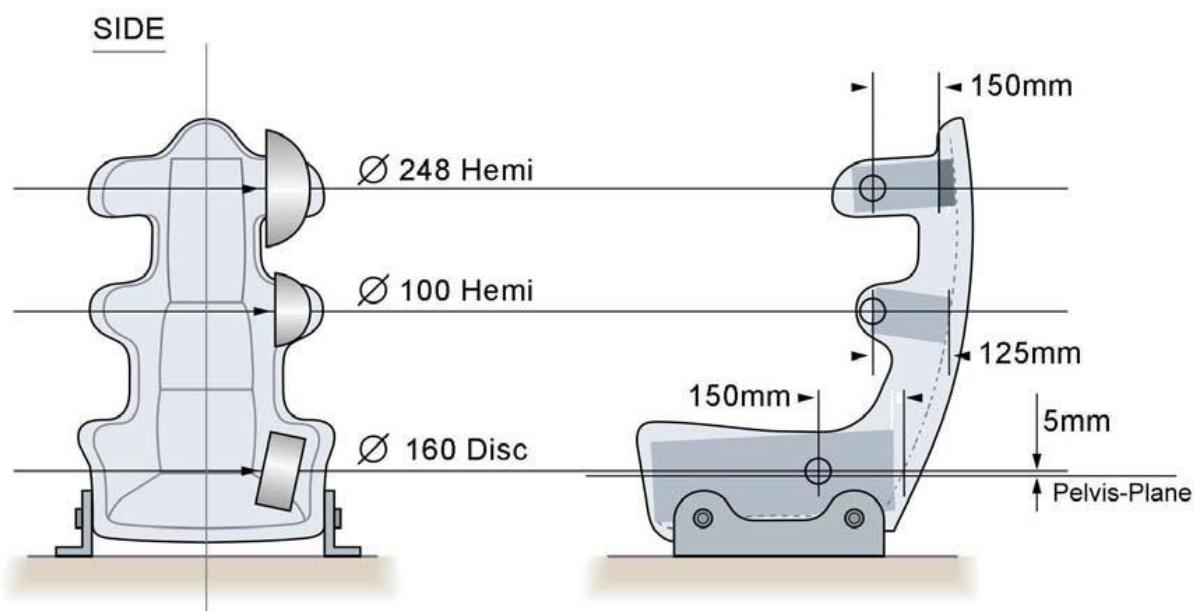


Obr. 3 Funkce mezipasažerového airbagu. [5]

Z obr. 3 si můžeme udělat bližší představu o tom, jak spolu souvisí tvar závodní automobilové sedačky s bezpečností. V rallycrossu a obecně v automobilovém sportu použití airbagu není možné, protože nehody často vznikají ve vysokých rychlostech a jeho použití tak je nebezpečné, neboť čas jeho aktivace je příliš dlouhý a posádku by akorád ohrožoval. Tvar sedačky tuto funkci může do jisté míry nahrazovat, jak ukazuje mezipasažerový airbag

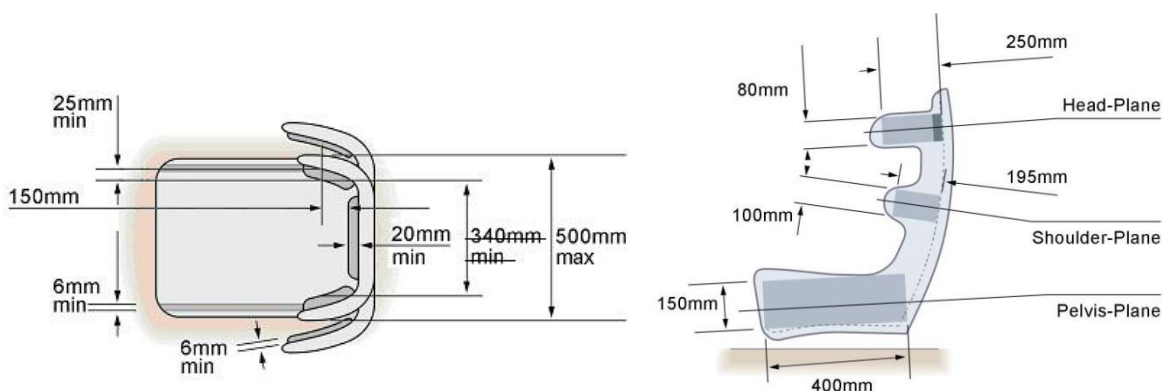
v osobním automobilu.

Testování těchto sedaček již více zachycuje tvar jezdce a jeho působení na boky sedadel. Zatížení na bocích se simulujeme hydraulickými prvky po dobu jedné minuty na všech místech současně. Pro představu je z normy FIA 8862-2009 použit obrázek s velikostí prvků, které simulují tlak hlavy, ramene a pánve, a které jsou při testech přitlačovány k sedačce.



Obr. 4 Konfigurace sedačky pro testování. [4]

Další uvedené obrázky obr. 5 a obr. 6 uvádějí geometrii, kterou se výrobci sedaček podle FIA 8862-2009 musejí řídit. Rozměry výstelek pohlcující mechanickou energii chápeme jako normou dané rozměry pěnných materiálů, které tlumí vibrace a otřesy.



Obr. 6 Rozměry výstelek pohlcující mechanickou energii. [4]

Obr. 5 Referenční roviny pro hlavu, ramena a pánve a jejich minimální rozměry. [4]

1.2.2 Ochranná přilba

Přilba neboli helma, je pomůcka na ochranu hlavy proti poranění při nárazu. Ovšem přilba, která chrání hlavu, zároveň zvětšuje její hmotnost a při nárazu je tak více namáhá krční páteř.

Používání helmy na motocyklu vedlo v USA k diskuzi, jestli ochranná přilba ve výsledku nezpůsobuje více nebezpečných poranění krční páteře, než když při jízdě použita není. Toto vedlo k vytvoření studie, ve které byla statisticky zpracována zdravotnická data z dopravních nehod.

Výsledkem studie nakonec bylo doporučení používání helmy. Studie hovoří o tom, že řidiči bez helmy mají v 18,9 % větší podíl těžkého poranění hlavy. Neupravené analýzy ukázaly pravděpodobnost poranění krční páteře s použitím helmy 3,5 %, bez použití 5,4 %. Upravená data pak při její použití snižovali pravděpodobnost zranění krční páteře o 22%. [29]

Na rozdíl od motocyklisty, který při nehodě ztratí kontakt s motocyklem a nebezpečné pohyby hlavy vůči krční páteři jsou tak do jisté míry eliminovány, jezdec rallye připoutaný pevně k sedačce bezpečnostními pásy, navíc bez použití airbagů, má při nehodě prudkým pohybem hlavy, navíc těžší o helmu, velmi ohroženou krční páteř. Proti těmto zraněním se používá zádržné systémy hlavy FHR neboli přední opěrka hlavy. O systémech FHR hovoří kapitola 1.2.4.

Pro automobilový sport musí helmy splňovat standardy FIA 8860-2010

1.2.3 Bezpečnostní pásy

Nejdůležitější funkci pro bezpečnost mají bezpečnostní pásy. Fixují posádku pevně k sedadlu a zabraňuje tak jejím nežádoucím pohybům při nepředvídatelných situacích jako náraz do překážky, nečekané zpomalení nebo prudký průjezd zatáčkou. Těla jezdců jsou tak chráněna proti případnému vypadnutí ze sedačky nebo vozidla a zdravý ohrožujícímu nárazu.

Bezpečnostní pásy se rozdělují podle toho v kolika pevných bodech karoserie nebo sedačky jsou upevněny. Upevňovacích bodů je 2 až 8.

1.2.3.1 Dvoubodové bezpečnostní pásy

Základní a nepříliš používané bezpečnostní pásy jsou pásy dvoubodové. Tyto pásy fixují pouze pánev a poskytují základní bezpečnost, které posádku sice udrží v sedačce a tělo tak nevypadne z vozidla, nezabrání ale pohybu těla ve směru zrychlení a tzv. nůžkovému efektu, kdy nohy a hlava s trupem jsou vymrštěny ve směru zrychlení a pánev s trupem tak vytvoří nůžky, které se uzavírají. Tělo tak není chráněno proti nárazu zepředu ani z boků. Při těchto pohybech může dojít ke zranění téměř jakékoli části těla.

1.2.3.2 Tříbodové bezpečnostní pásy

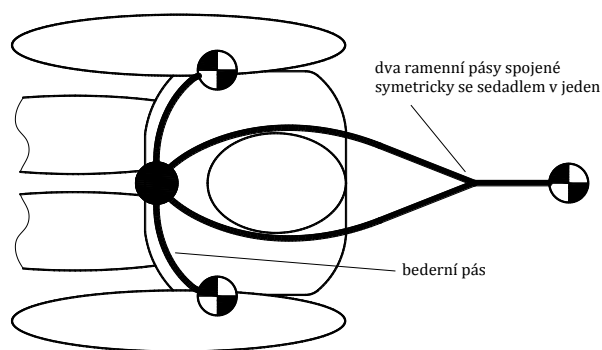
V osobních automobilech se jedná o nejpoužívanější variantou bezpečnostních pásů používané již od roku 1959, kdy je do své sériové výbavy zařadil výrobce automobilů VOLVO. [6]



Obr. 7 Zapojený tříbodový bezpečnostní pás na levé straně vozidla v osobním automobilu. [7]

Tato varianta bezpečnostních pásů fixuje pánev a trup, přičemž jsou ve vozidle uchyceny tak, aby zabráňovali aspoň částečně pohybu těla do boku a eliminovali tak zranění o boční část karoserie. Provedení těchto pásů je velmi univerzální, pohodlné, s rychlým upínáním a pro libovolnou velikost těla a automobilu. Vhodné jsou ale pouze pro osobní přepravu, jelikož tam se předpokládá klidná a bezpečná jízda a nehoda se považuje za zcela výjimečný stav. Zmíněné přednosti je ale předurčují jenom k použití v osobní dopravě.

Závodní varianta tříbodových pásů se velmi podobá pásům čtyřbodovým. Podle přílohy J, článku 253 o bezpečnostní výbavě jezdců musejí být připoutáni nejméně dvěma ramenními a jedním bederním pásem, které jsou připevněny ke karoserii dvěma nebo symetricky se sedadlem jedním pásem pro ramenní a ve dvou bodech pro bederní pás. [8]

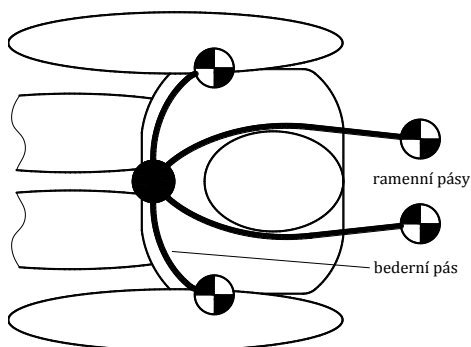


Obr. 8 Schéma tříbodových bezpečnostních pásů s vyznačenými body upevnění. [28]

Závodní tříbodové pásy splňují uchycení bederního pásu ve dvou bodech a dva ramenní pásy, které jsou pak symetricky se sedadlem spojeny v jeden (obr. 8).

1.2.3.3 Čtyřbodové bezpečnostní pásy

Stejně jako závodní tříbodové bezpečnostní pásy se čtyřbodové pro osobní přepravu nehodí. Tyto pásy nacházejí uplatnění v automobilovém sportu, kde jsou základní variantou připoutání posádky. Podobně jako u pásů tříbodových, které známe z osobních automobilů, je fixována pánev a trup. Ochrana posádky je však vyšší, protože pásy vedou přes obě ramena a zabraňují tak vyklouznutí těla mimo obrys sedačky. Uchycení pásů znázorňuje obr. 9.



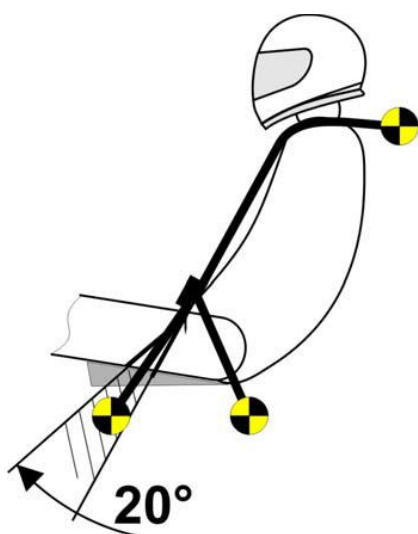
Obr. 9 Schéma čtyřbodových bezpečnostních pásů s vyznačenými body upevnění. [28]

1.2.3.4 Pět a vícebodové bezpečnostní pásy

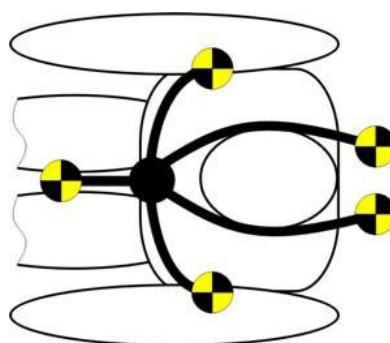
Automobilový sport dnes využívá hlavně pásy pěti, šesti a osmi bodové. Konstrukcí a přinášenou bezpečností jsou si velmi podobné. Stejně jako pásy čtyřbodové splňují *článek 253, přílohy J*. Oproti pásům čtyřbodovým mají navíc upevnění k sedačce v rozkroku. Osmibodové pak ještě pásy pro uchycení zádržného systému hlavy.

Pětibodové bezpečnostní pásy

Pětibodové pásy, které se jako první objevily v NASCAR. Svoje uplatnění si ale našli také v dětských autosedačkách. Pátý pás je veden rozkrokem a bod uchycení je umístěn tangenciálně k hrudníku podle obr. 11 a obr. 12. Ze studií plyne, že pětibodové pásy jsou méně bezpečné než pásy šestibodové, proto se důrazně doporučuje použití právě pásů šestibodových, které mají také nižší riziko poranění v rozkroku než pásy pětibodové. [28]



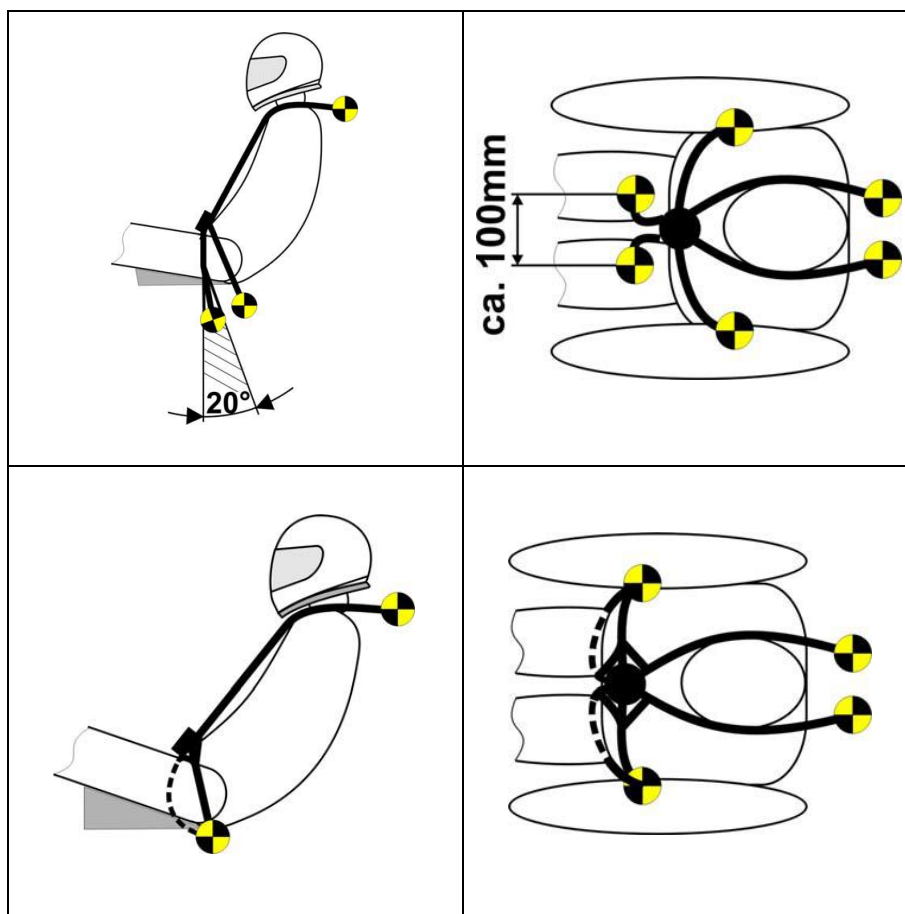
Obr. 11 Upevnění pětibodových bezpečnostních pásů (pohled z boku). [28]



Obr. 10 Upevnění bezpečnostních pásů (nárys). [28]

Šestibodové bezpečnostní pásy

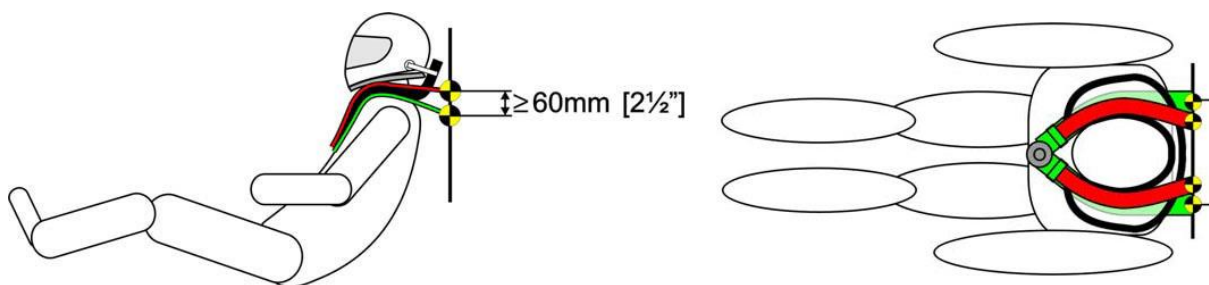
Šestibodové bezpečnostní pásy jsou standartní čtyřbodové pásy rozšířené o dva pásy v rozkroku. Na rozdíl od pásů pětibodových jsou kotvící body umístěny směrem dozadu (tj. pod jezdce), jak je znázorněno v obrázcích níže. Nikoli tangenciálně k hrudníku. Tuto variantu uchycení umožňuje dvojice pásů vedoucích rozkrokem, které tělo drží stažením blíže ke stehnům a ne jak je u pásů pětibodových držení rozkroku. Toto je taky jeden z důvodů větší bezpečnosti těchto pásů, protože jejich uchycení, krom menších možností pohybu těla při nárazu těsnějším uchycením pod jezdce, neohrožuje rozkrok následným útlakem na stydkou kost.



Tab. 2 Znáznornění uchycení šestibodových pásů ve dvou variantách. [28]

Osmibodové bezpečnostní pásy

Osmibodové bezpečnostní pásy jsou variantou pásů šestibodových, které jsou navíc rozšířené o dva pásy na uchycení zádržného systému hlavy, zpravidla systému HANS. Uchycení pomocí dalších dvou pásů je zřejmé z obr. 12. Červené pásy představují sedmý a osmý pás, kterým se přichycuje zádržný systém. Systém HANS je podrobněji rozebrán v kapitole 1.2.4.



Obr. 12 Uchycení systému HANS (bokorys, půdorys).

1.2.4 Zádržné systémy hlavy

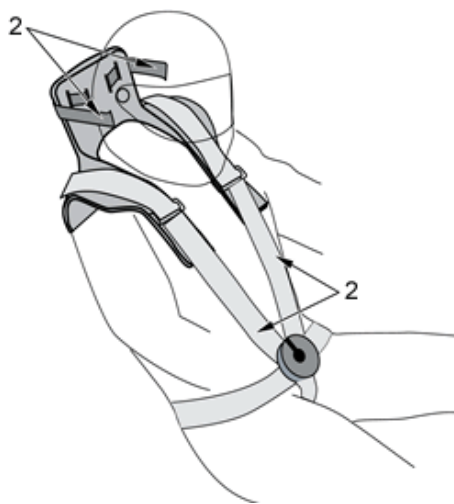
Zádržné systémy hlavy jsou aktivní prvky bezpečnosti jezdce, které se používají v automobilovém sportu na ochranu hlavy a krční páteře. Během nehody, při které dochází k prudké změně rychlosti, působí na tělo extrémní zrychlení, které může mít v krajním případě hodnotu vyšší jak 50G. Volná hlava těžší o helmu, je tak při prudkém pohybu vystavena riziku vzniku závažných poranění vznikajících především na krční páteři a spodní lebeční kosti. Zranění v těchto místech za takovýchto podmínek může způsobit poškození míchy a mozkového kmene, které nemusí být slučitelné se životem. O vlivu těchto prudkých pohybů na krční páteř se věnuje podrobněji kapitola 2.2.1, věnovaná právě krční páteři.

Používají se dva základní zádržné systémy HANS a systémy nazývané HYBRID. Založeny jsou ale na stejném principu. Hlava opatřená přilbou je pomocí pásků, které mají vůli pro dostatečný otáčivý pohyb hlavy, připevněna k zádržnému systému. Ten je podle dané konstrukce připevněn jak k jezdci, tak k bezpečnostním pásům přesně podle daných norem.

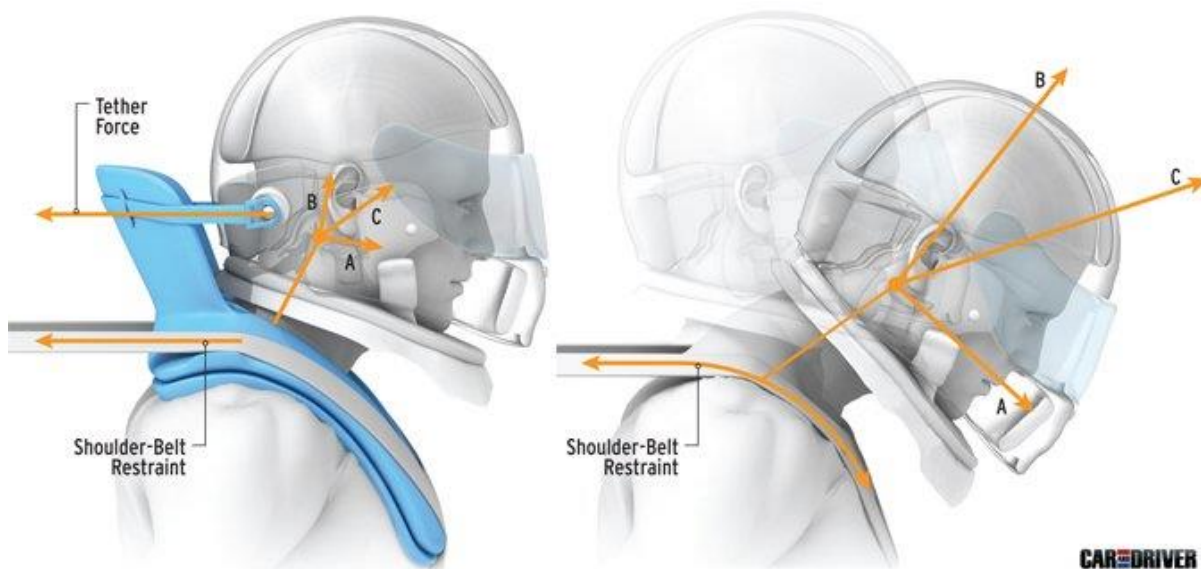
1.2.4.1 Zádržný systém hlavy HANS

Systém HANS (Head and Neck Support) vznikl v 80. letech minulého století pro jezdce na uzavřené dráze v NASCAR a Formuli 1, kde docházelo často k čelním nárazům do svodidel ve vysoké rychlosti a následným zraněním hlavy a krční páteře. Výjimkou však nebyly banální nehody s vážnými následky. Vyvíjen byl inženýrem biomechaniky, profesorem Michiganské univerzity Robertem Hubbardem.

Tvarem jde o těsný límec (nákrčník), který je nasazen kolem krku, přes který jde druhý pár pásů jdoucích přes ramena přitlačujících HANS k tělu jezdce.

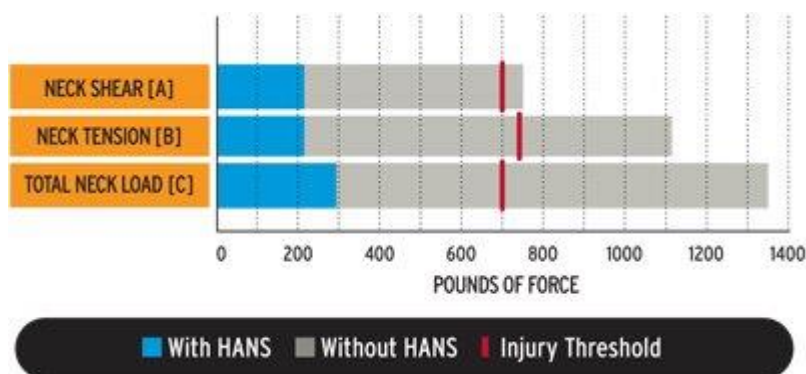


Obr. 13 Nákr. Nákres kompletně usazeného HANSu. [31]



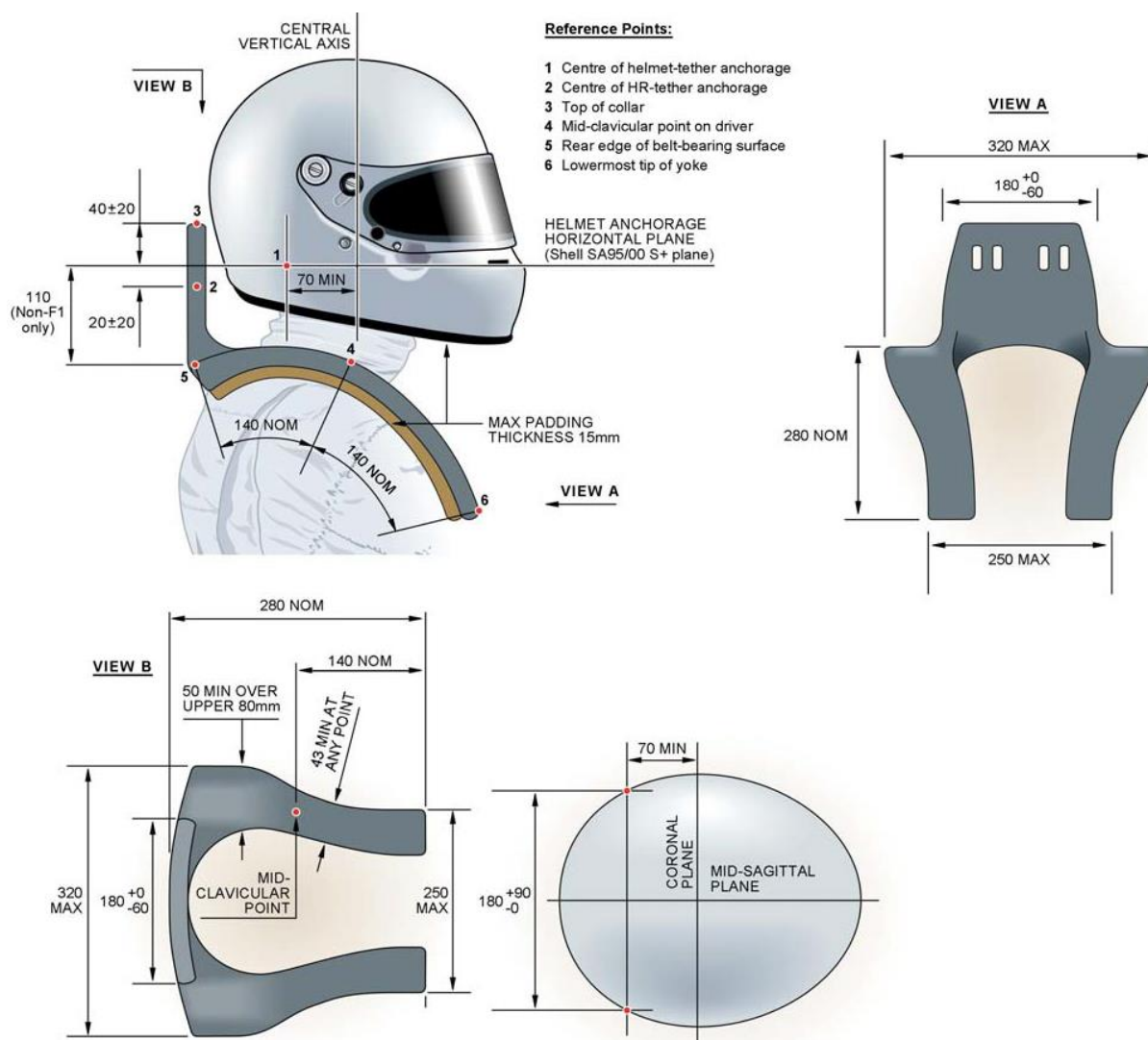
Obr. 14 Nákres systému HANS se znázorněnými reakcemi (vlevo). Hlava bez použití systému HANS (vpravo). **Tether Force** – síla držící helmu při nárazu. **Shoulder-Belt Restraint** – síla v rameních pásech při nárazu. **A, B, C**, - SMYKOVÉ, NORMÁLNÉ, VÝSLEDNÉ - síly působící na hlavu rozložené do složek. [30]

Následující obrázek porovnává zatížení A, B a C, kterým je vystavena hlava a krk při použití systému HANS a bez něj. Z testu vyplívá snížení zatížení v normálním směru o 81 %. Ve smykové rovině o 72 %. Výsledkem je snížení celkového zatížení o 78 %. [31]



Obr. 15 Porovnání zatížení při pužití systému HANS a bez něj. [30]

Toto zařízení pro použití v závodech musí splňovat standardy FIA 8858-2002 nebo novější 8858-2010, hovořící již o systémech FHR – **F**rontal **H**ead **R**estraint, neboli přední opěrka hlavy, do kterých systém HANS také patří. Tyto normy specifikují zkušební metody a požadavky na výkon pro kritické komponenty celého systému. Dále základní geometrickou definici a návaznosti přidružených zařízení (helma, pásy), se kterými lze zařízení společně provozovat. [32] [33]



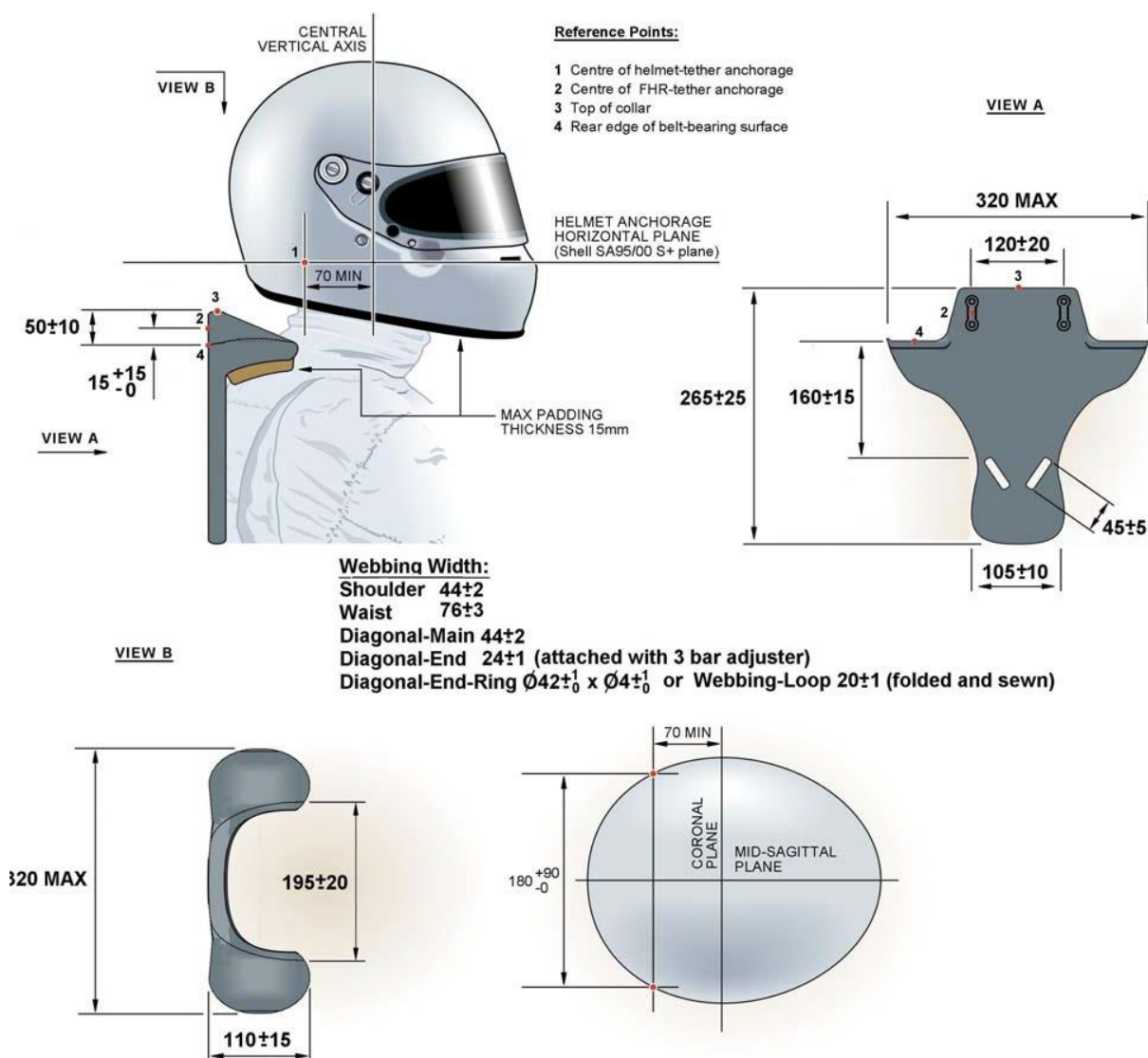
Obr. 16 Geometrické specifikace podle FIA 8858-2010. [3]

1.2.4.2 Zádržný systém hlavy *HYBRID*

Tento typ zádržného zařízení vznikl odvozením od systému HANS. Ten byl primárně určen do závodních monopostů, kterým se jezdí na uzavřené dráze. Jezdci rallye ale potřebují na trati patřičný rozhled do stran, aby měli o členité trati co nejlepší přehled, takže HANS pro toto použití nebyl ideálním řešením a mnoha lidem proto nevyhovoval. Vzhledem k tomu, že se v dnešní době ve světových soutěžích často jedná o povinný bezpečnostní prvek (v českých soutěžích zatím pouze doporučený), byl vyvinut podobný prvek, který je více přizpůsoben jízdě po rallye trati.

Stejně jako systém HANS musí pro použití v závodech splňovat standarty FIA 8858-2010, které již hovoří uceleně o systémech FHR do kterých *HYBRID* patří. Pro tento systém, stejně jako pro HANS, uvádí zkušební metody a požadavky na výkon pro

kritické komponenty celého systému. Dále základní geometrickou definici a návaznosti přidružených zařízení (helma, pásy), se kterými lze zařízení společně provozovat. [32]
[33]



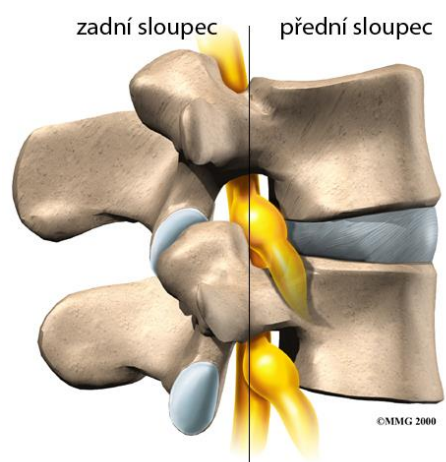
Obr. 17 Geometrické specifikace systému HYBRID podle FIA 8858-2010. [33]

2 Poranění páteře

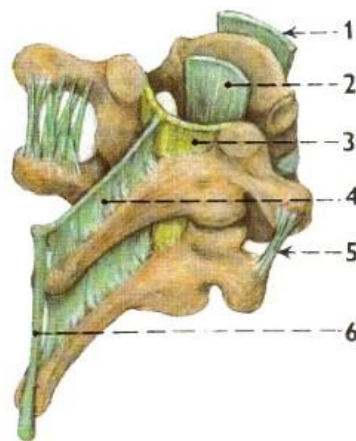
Zlomeniny páteře představují asi 5 % ze všech úrazů. V 15 – 40 % případů bývá poranění páteře spojeno s poraněním míchy. Nejzranitelnější je krční úsek páteře, který bývá postižen ve 42 %, dále hrudní ve 30 % a bederní ve 28 %. Asi 20 % nemocných má poraněno více obratlů. [18]

Poranění páteře je jen zřídka způsobeno přímým mechanismem: např. střelným a bodným poraněním nebo pádem těžkého předmětu s následným izolovaným poškozením zadních kostních struktur. Ve většině případů se uplatňuje nepřímé působení sil na jednotlivé pohybové segmenty jako pád či skok z výšky nebo autonehoda, při nichž síly, které na pohybové segmenty působí, překročí mez soudržnosti tkání a dojde tak k poranění páteře.

Pohybový segment tvoří těla dvou sousedních obratlů s chrupavčitými krycími plochami, meziobratlová ploténka, přední a zadní podélný vaz, kloubní výběžky, obratlový oblouk s trnovým výběžkem a supra – interspinální vazy. [15]



Obr. 18 Pohybový segment s meziobratlovou ploténkou a kloubem. Středem obratlů probíhá mícha. [16]



Obr. 19 Znázornění meziobratlových vazů. 1– přední podélný vaz; 2–zadní podélný vaz; 3, 4–interspinální vazy; 5– intertransversální vaz; 6–supraspinální vaz. [17]

2.1 Stabilita páteře

Hodnocení stability páteře je důležité pro stanovení míry poranění jednotlivých elementů pohybových segmentů. Pro její vyhodnocení se používá řada způsobů. Od základních, které vypracoval již v roce 1963 Frank Wild Holdsworth. Ten páteř rozdělil svisle na přední a zadní sloupec, jak je znázorněno v obr. 18. Přední páteřní sloupec zahrnoval přední a zadní podélný vaz, obratlová těla a meziobratlové ploténky. Zadní sloupec pak pedikly (ohraničují zářezy tvořící obratlový oblouk, kterým prochází mícha), meziobratlové klouby a zadní vazivový komplex patrný z obr. 19. V roce 1983 pak tuto teorii Denis F. přepracoval a přední sloupec rozdělil na přední a střední a vytvořil tak třísloupcovou teorii. Přední sloupec pak tvořily přední podélný vaz a přední polovina meziobratlové ploténky. Střední pak zadní podélný vaz a zadní polovina ploténky obratlového těla.

Pro páteřní stabilitu je zásadní střední sloupec. Při jeho poranění považujeme zlomeninu za nestabilní a je indikována chirurgická léčba aby co nejrychleji došlo k uvolnění útlaku míchy, neboť hrozí při fyziologickém zatížení neschopnost páteře zachovat uspořádání obratlů tak, že není ani počáteční, ani následný neurologický deficit, žádná velká deformita a silná bolest.

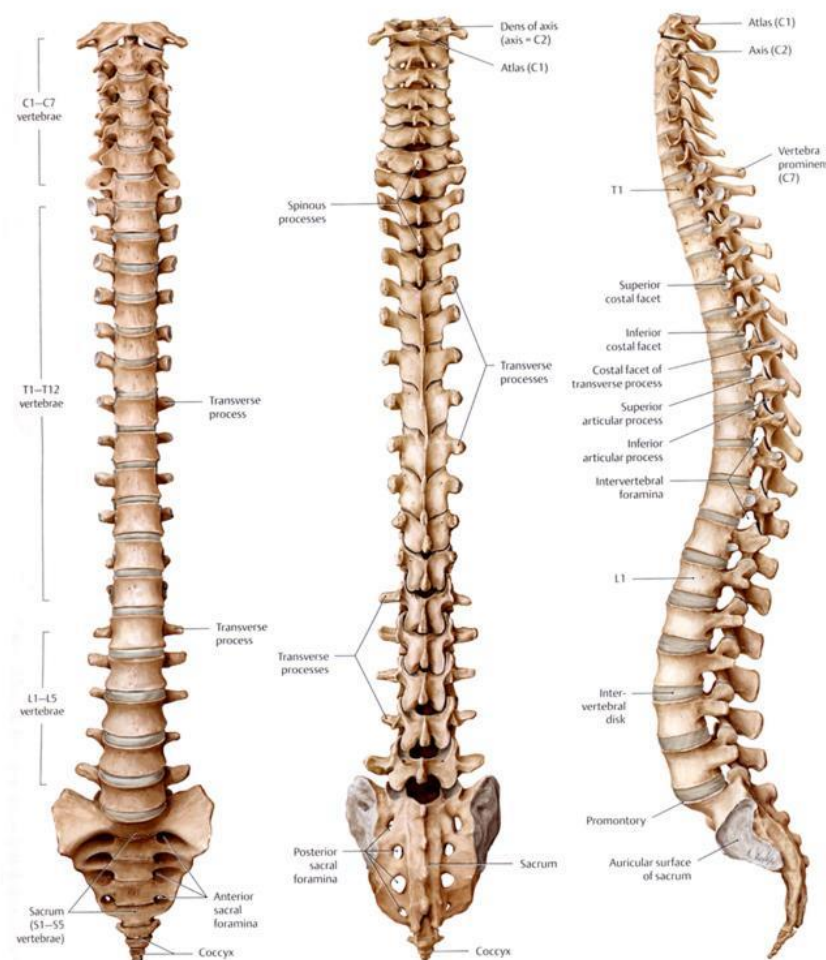
Tento fakt, že pro rozhodování stability je nejdůležitější, aby nebyla ohrožena mícha dislokací fragmentu do páteřního kanálu, nadměrným vychýlením páteřní osy nebo transverzálním posunem obratlových těl specifikovali jak Kaufer v roce 1975, tak Panjabi s Whitem v roce 1999, kteří diagnostiku poranění páteře zpřesnily natolik, že umožňuje vědecko-výzkumné vyhodnocení. [18] [15]

2.2 Páteř a její biomechanické vlastnosti

Páteř je osový orgán lokomočního aparátu lidského těla. Je opěrným orgánem pro vzpřímenou chůzi a současně chrání svým spinálním kanálem míchu a její kořeny. [9] Skládá se z obratlů, které řadíme do tří, resp. pěti anatomických celků, které jsou znázorněny v obr. 20.

Páteř člověka má celkem 34 obratlů. Sedm krčních, dvanáct hrudních a pět bederních, které tvoří již výše zmíněné tři anatomické celky. Další dva celky jsou tvořeny

pěti křížovými obratli srůstající v kost křížovou, která tvoří základ pánevní kosti a pěti kostrčními obratli utvářející kostrční kost. [11]



Obr. 20 Páteř s označením jednotlivých anatomických celků. [10]

Segmentální uspořádání umožňuje výsledný značný pohybový rozsah, který se odehrává zejména na dolní krční páteři a přechodu mezi hrudní a bederní páteří, tzv. Th – L přechodu. Málo pohyblivý je horní a střední úsek hrudní páteře, protože hybnost je zde blokována hrudním košem. Dvojitě esovitě zakřivení páteře v sagitální rovině, které je dáno krční a bederní lordózou a hrudní kyfózou, umožňuje do určité míry odpružení při doskocích. [9]

Síly působící na páteř vytvářejí mezi jednotlivými pohybovými segmenty:

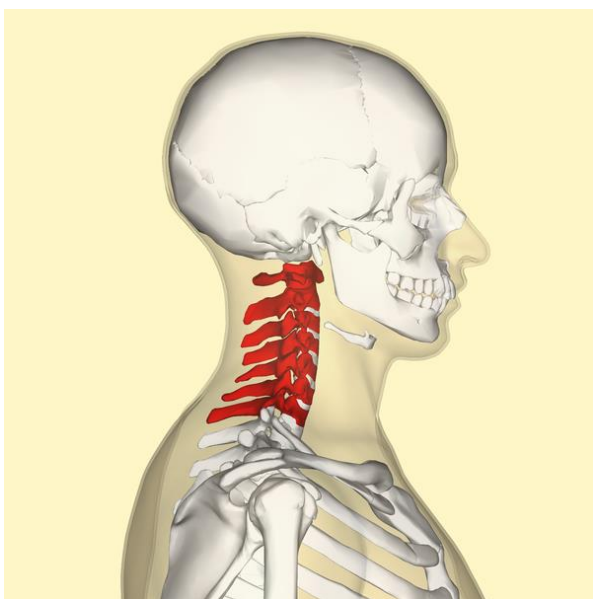
- **kompresi** – tlak v ose páteře,
- **distrakci** – opak komprese → tahové napětí mezi pohybovými segmenty,

- **flexi** – přední ohyb,
- **extenzi** – zadní ohyb,
- **lateroflexi** – boční ohyb,
- **rotaci** a
- **translaci** – příčný stříh.

Při kompresi, distrakci, flexi, extenzi a lateroflexi vznikají mezi pohybovými segmenty síly tlakové nebo tahové, podle konkrétní geometrie pohybu. Při rotaci síly torzní. Při translaci dochází k posunu páteřního sloupce v rovině kolmé k ose páteře.

Je známé a v literatuře obecně uváděné, že celá páteř tvoří funkční celek, kde zjevná či skrytá porucha jedné části vyvolá řetězec dysfunkcí (a jejich projevů) na kterémkoliv úseku páteře nebo i mimo ni.

2.2.1 Biomechanika krční páteře



Obr. 21 Krční páteř (červeně). [38]

Krční páteř (*Cervical spine*), tvořena sedmi krčními obratli C1 – C7 (obr. 20) je nejpohyblivější úsek celé páteře. Normy udávající rozsah pohybu jsou zde nejvíc orientační. Její pohyblivost je pro každého velmi individuální, od krátkého a relativně tuhého osvalněného krku až po dlouhou extrémně pohyblivou labutí šíji, která může být navíc spojená s hypermobilitou (zvětšený rozsah kloubní pohyblivosti nad běžnou fyziologickou normou) [12]. Je zde možný maximální předklon, záklon, rotace, náklony, velký předsun a malý zásun. [13]

Hlava je s páteří spojena pomocí kraniovertebrálního spojení. To je soubor tří kloubů a vazivových tkání, které spojují týlní kloub a první dva krční obratle C1 a C2 známé jako atlas a axis. Tato horní část krční páteře tvořena těmito obratli s malými úzkými a sedlovitě promáčknutými těly umožňují rotační pohyb, tedy otáčení do stran. Rozmezí pohybu tohoto úseku páteře je 40° - 45° do každé strany. Dále umožňuje kyvný

pohyb o 15° dopředu a dozadu. Dolní krční páteř tvořena obratli C3 – C7 s kloubními ploškami v dorzokaudálním směru umožňuje flexi a extenzi až 110°, rotaci až 90° a lateroflexi 45° do každé strany. [19]

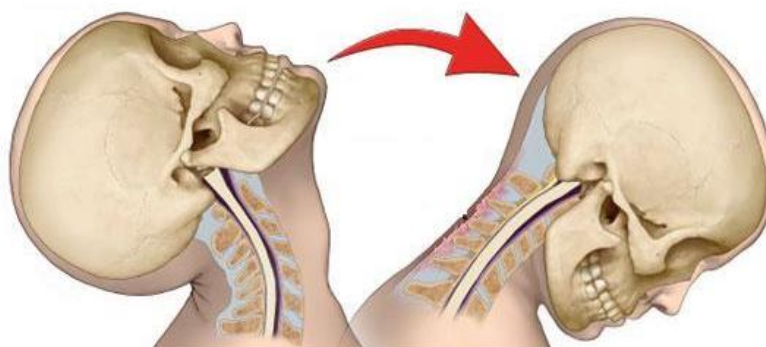
Extrémní pohyblivost krční páteře (aktivní i pasivní), včetně všech elementů, které je umožňují (klouby, vazy, svaly) má i svá negativa ve smyslu jejího snadného poškození, kterými velmi často jsou:

- a) *Whiplash syndrom*
- b) *Mechanické přetížení C-Th přechodu*

Blíže specifikované jsou v kapitolách 2.2.1.1 a 2.2.1.2. Poranění krční páteře ve smyslu její fraktur v této, ani v kapitolách 2.2.2 a 2.2.3, uvedeny nejsou, jelikož i přes specifika krční páteře jsou tato poranění z biomechanického hlediska prakticky totožná pro celou páteř. Fraktury obratlů jsou blíže rozebrány v kapitole 2.3.

2.2.1.1 Whiplash syndrom

Riziko vzniku tohoto syndromu je spojeno především s automobilovou nehodou nebo sportovními úrazy. Vzniknout však mohou při jakékoli činnosti, při které dojde k prudkému pohybu hlavy, při nichž dojde



Obr. 22 Pohyb hlavy při whiplash syndromu. [22]

k prudké flexi a extenzi. Spojován je hlavně s nehodou, při které narazí vozidlo do zadní části automobilu jedoucím před ním. Vlivem setrvačnosti dojde k prudkým pohybům hlavy ve směru zrychlení. V případě nárazu do zadní části automobilu nejprve k záklonu (flexi) a poté jak vozidlo prudce zastaví, k předklonu (extenzi). Proto také *whiplash – šlehnutí*. Výsledkem je poranění tkáňových struktur v oblasti hlavy a šíje, kdy setrvačnost hlavy překoná mechanickou odolnost svalů a vazů krční páteře. Při silném nárazu může dojít až k vymknutí nebo nalomení obratlů, které většinou způsobí trvalé poškození míchy. [20], [21]

Projevy syndromu, nazývaného také opěrkovým, jsou zdánlivě nenápadné a doprovází až 50 % všech dopravních nehod. Příznaky poranění se mohou objevit až s odstupem času (týdnů, měsíců i roků) a nemusí být tedy spojovány s nehodou či úrazem. Zpočátku dochází ke ztuhlé šíji, bolestem hlavy a nevolnostem, dále se mohou objevit poruchy polykání, chrapot, dvojité vidění, závratě, nedoslýchavost nebo pískání v uších. Diagnostika je obtížná, protože zobrazovací metody (CT, MRI, RTG) velmi často poranění neprokáží. K vyloučení opěrkového syndromu se proto musejí vyšetřit důkladně smyslové funkce a rovnovážné ústrojí. [21]

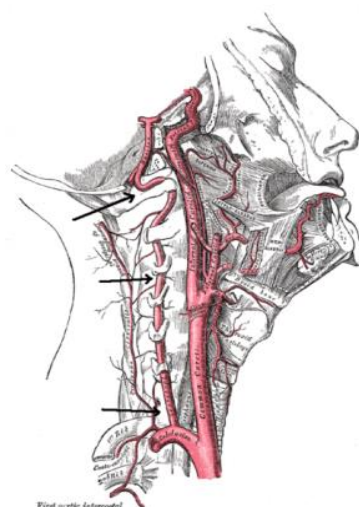
Prevenčí při dopravní nehodě je použití hlavové opěrky a její správné nastavení. Opěrky mohou být: [20], [21]

- **standartní opěrka hlavy** známá s osobních automobilů
- **integrovaná opěrka hlavy**, která tvoří součást sedadla, není výškově ani jiným způsobem stavitelná (sportovní sedačky)
- **nastavitelná opěrka hlavy** umožňuje polohování podle konkrétních tělesných dispozic
- **aktivní opěrka hlavy** v případě přenastavení sedadla automaticky upravuje polohu opěrky

Nejúčinnější opěrka hlavy musí umožňovat pohyb trnu menší než 60 mm, aby se zabránilo hyperextenzi krku při nárazu. Pokud opěrka není správně nastavena, může naopak riziko poranění páteře zvyšovat.

2.2.1.2 Mechanické přetížení C-Th přechodu

Mechanické přetížení přechodu mezi krční a hrudní páteří, tzv. C – Th přechodu, je způsobeno tím, že zde maximálně pohyblivý element krční páteře přechází do tuhé horní aparatury hrudní páteře. A stejně jako jinde v technice i zde dochází k únavě materiálu vlivem koncentrace napětí. Z tohoto důvodu se funkční porucha dynamiky i statiky celé páteře nachází zde.



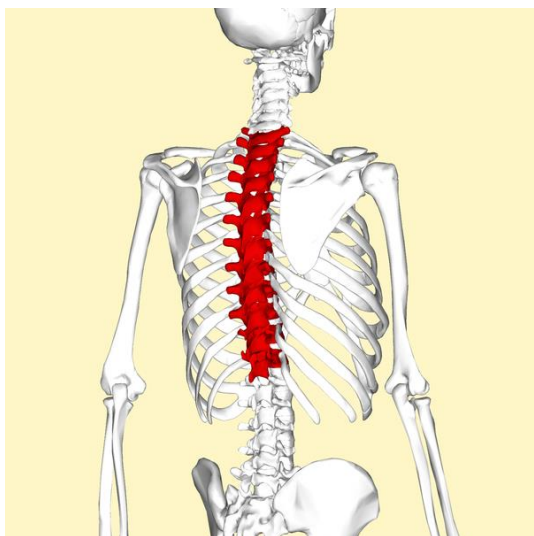
C-Th přechod má relativně málo receptorů pro bolest, takže porucha na sebe často neupozorní v místě

Obr. 23 Šipky znázorňují průchod arteria vertebralis. [25]

příčiny. Omezení rotace v C-Th přechodu si pacient často ani neuvědomí, protože rotace v záklonu není zcela běžný pohyb nebo dojde k vykompenzování jinými částmi krční páteře. Vlastní mechanická porucha hybnosti je jednou s nejnáze diagnostikovatelných a to šetrnou rotací hlavy v maximálním záklonu krční páteře. Tuto poruchu může signalizovat celá řada projevů jako bolesti v týlní krajině, hypertonus svalů hlavy, poruchy vidění a sluchu, závratě atp.

Toto jsou příznaky společné pro Vertebrobasilární syndrom. Tento syndrom vychází z mechanické představy, že při značném záklonu nebo rotaci dojde k útlaku *arterie vertebralis* v oblasti jejího syfonu. V případě útlaku dojde k narušení částečnému zásobování mozku krví (především mozeček – *Cerebellum* – centrum rovnováhy a koordinace pohybů) a z toho vyplívající nevolnosti, závratě, zvracení a sklon ke kolapsu. [23], [24]

2.2.2 Biomechanika hrudní páteře



Obr. 25 Hrudní páteř (červeně). [26]

částech Th páteře nebo nevýznamné skoliózy). Hluboké krátké svaly jsou řízeny reflexně z oblasti C-Th přechodu. Zodpovídají za rovnoměrné rozložení pohybu po celé Th a L (*Lumbar* – bederní) páteři a tedy i na rovnoměrné rozložení tlaku na ploténky a

Hrudní páteř (*Thoracic spine*) tvořena dvanácti hrudními obratli Th1 – Th12 (obr. 20) je nejdelším úsekem páteře. Její pohyblivost je omezena dvanácti málo pohyblivými žebry. Spolu s hrudní kostí tvoří pevný kostěný kryt životně důležitých orgánů uvnitř hrudníku. Její předozadní, rotační i laterální (náklon) pohyb je individuálně různý, stejně tak jako její tvar (větší či menší kyfóza v různých



Obr. 24 Vertikální pružení Th páteře.

meziobratlové klouby. Velké pohyby Th páteře pak provádějí velké svaly zapínané volně nebo mimovolně (fixační posturální svaly) podle nacvičených a v podkoří uložených vzorců. [24]

Z dynamického hlediska je důležitá vertikálně pružící kyfóza dobře pohyblivé hrudní páteře. Ta je výrazným tlumičem nárazů pro bederní páteř i všechny struktury pod ní. Tato funkce lze znázornit pružením oblouku obr. 24.

Chybí-li tato funkce tlumiče způsobená bloádami a srůsty (srůsty obratlů po úrazech, znehybnělá páteř po úrazech), trpí všechny kaudálně uložené struktury.

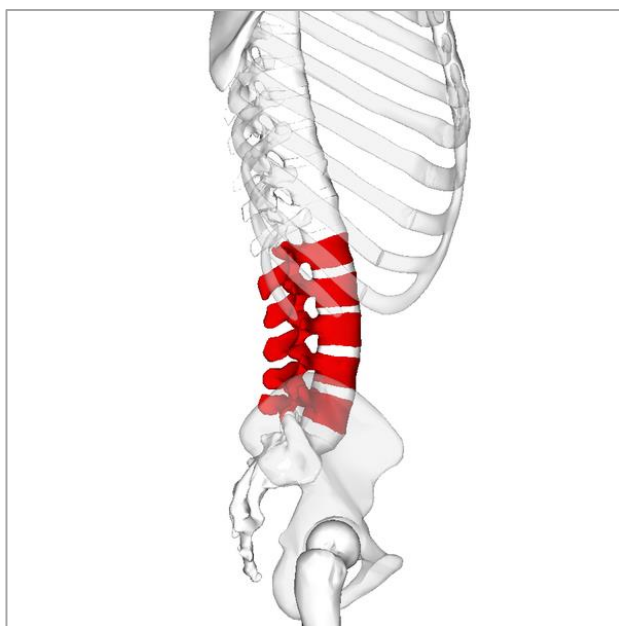
Nepodchycená (často sekundární) porucha dynamiky Th páteře může být příčinou mnoha potíží plynoucích ze špatně rozložených sil na kostru a tkáň organismu vedoucích k jejich nesprávnému zatěžování a následným degenerativním procesům jako: **skolióza**,

lumbalgie – bolest zad s vystřelováním do dolní končetiny,

coxalgie – kloubní decentrace,

a podobné diagnózy. [24]

2.2.3 Biomechanika bederní páteře

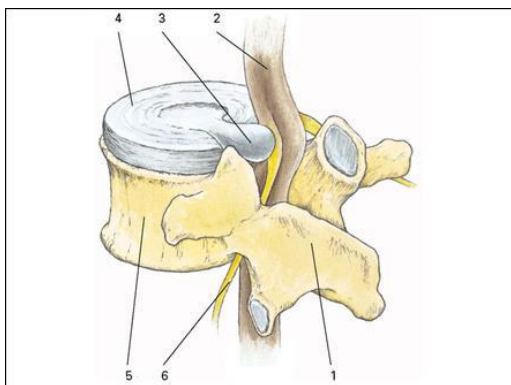


Obr. 26 Bederní páteř (červeně). [37]

Bederní páteř (*Lumbar spine*) tvořena shora pěti bederními L1 – L5 je staticky i dynamicky nejvíce zatěžovaný úsek páteře. Má proto nejmohtnější obratle, ploténky i meziobratlové klouby, V nich a kolem nich má nejvíce nervových zakončení, takže bolest z této oblasti je nejčastější bolestí páteře. Je to také oblast, kde dochází nejčastěji k vyhrěznutí meziobratlových plotének. [24]

Dominantní zatížení je tlakové. Flexe (záklon) je až 45° a extenze (předklon) je

omezena.

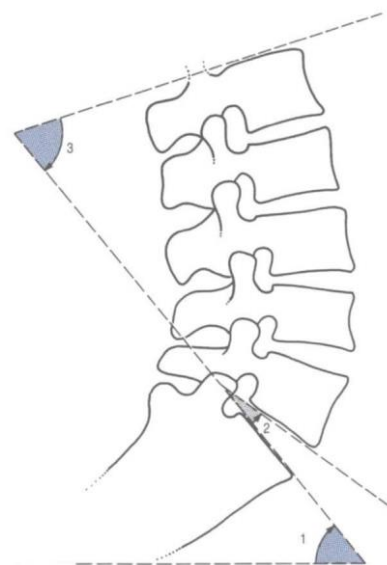


Obr. 27 Levostranná zadní paramediální hernie meziobratlové ploténky. 1 – oblouk bederního obratle s trnovým výběžkem, 2 – mícha, 3 – hernie, 4 – ploténka, 5 – tělo obratle, 6 – kořen míšního nervu). [36]

Pro tento úsek páteře je charakteristické její přetěžování, které může mít původ ve špatném držení těla nebo nadměrným dlouhodobou vysokou zátěží, při které jsou meziobratlové disky nerovnoměrně zatěžovány, jejich měkké nestlačitelné jádro se poté posouvá a postupně tak dochází k degeneraci chrupavčitého prstence, obklopující jádro mimo prostor mezi obratlovými těly směrem k páteřnímu kanálu, kde může utlačovat míchu nebo nervové kořeny.

V krajním případě může dojít k prasknutí chrupavčitého disku (*hernie*), při kterém se měkké jádro vytlačí z meziobratlového prostoru a může tak dojít k neurologickému deficitu na spodních končetinách projevujících se mravenčením a sníženou citlivostí. Výsledkem je pak silná bolest v zádech. V drtivé většině (až 98%) dochází k výhřezu ploténky mezi L4 a L5, popř. mezi L5 a S1 (první obratel srostlé křížové kosti). [35]

Bederní lordóza, která je také patrná z obr. 26 má počátek v přechodu mezi křížovou kostí a obratlem L5 bederní páteře. Za pozornost stojí jednotlivé úhly, které svírá s jednotlivými rovinami. Tyto úhly vystihuje obr. 28. Můžeme si tak udělat bližší představu o velikosti složek jednotlivých sil působící na těla obratlů a části pohybového segmentu.



Obr. 28 Bederní páteř s vyznačenými úhly mezi rovinami jednotlivých obratlů. [34]

Vzhledem k tomu, že se jedná o nejvíce zatěžovaný úsek celé páteře, nejsou výjimkou při extrémní zátěži jako skok nebo pád z výšky, automobilová nehoda, popř. jiný úraz, její zlomeniny.

2.3 Fraktury páteře

Frakturami páteře se rozumí zlomeniny obratlů. Pro každý úsek páteře mají svá specifika, která jsou ovlivněna jak funkčními parametry daného úseku, tak okolnostmi vzniku.

Dojde-li k poranění páteře, vztahujeme toto poranění, pokud je to možné, k pohybovému segmentu. Poranění tedy vzniká mezi dvěma sousedními obratli, které mezi sebou mají meziobratlovou ploténku a skupinu vazů přesně tak, jak je znázorněno na straně 23 v obr. 18 a obr. 19. Ke stanovení závažnosti poranění se hodnotí stabilita páteře na pohybovém segmentu (viz kap. 2.1), podle které se pak určuje míra závažnosti poranění.

Fraktury obratlů mohou být distrakční (zkroucení), luxační (vykloubení), nebo kompresivní (tlakové), a jejich kombinace. Při vyhodnocování poškození nelze k poraněným obratlům přistupovat jednotně, protože každý je specifický, zvláště na krční páteři. Proto byla přijata a postupně zavedena v roce 1993 klasifikace, kterou vypracoval tým Aebi, Nazarian, Magerlem a spol. Ti hodnotí zvláště poranění na horní krční páteři (C1, C2 – atlas, axis), dolní krční páteři, a poranění vzniklá na hrudní a bederní páteři. Dále pak jsou rozděleny do třech skupin A, B, C, podle toho na jakém sloupci se nachází (předním, zadním nebo na obou), které mají další tři možné podskupiny podskupiny. Toto rozdělení je uvedeno v tabulce níže. [15]

Tab. 3 Rozdělení fraktur páteře, které vytvořili Aebi, Nazarian, Magerlem a spol. [9]

HORNÍ ÚSEK (C1, C2)	
<i>A Zlomeniny atlasu (C1, C2)</i>	
A1 jeden oblouk	A1.1 zadní oblouk 1.2 přední oblouk
A2 oba oblouky	
A3 massae laterales	A3.1 unilaterální tříštivá A3.2 bilaterální tříštivá
<i>B Zlomeniny čepovce (C2)</i>	
B1 isthmus axis	B1.1 dislokace C2/3 méně 3,5 mm, angulace C2/3 méně 11° (Effendi I) B1.2olisthesis nas 3,5 mm, méně 50 % šířky obratle (angulace nad 11°) (Effendi I) B1.3 dislokace více než 50 % šířky obratle dislokace intevertebrálních kloubů C2/3 (Effendi III)
B2 dnus axis	B2.1 avulze apexu (Anderson I)

B3	komplexní poranění	B2.2	baze zubu nebo tělo obratle (Anderson III)
		B2.3	krček zubu (Anderson II)
		B3.1	istmus + baze a tělo
		B3.2	istmus + krček
		B3.3	zub s impakcí + tříštivá zlomenina těla obratle

C Kombinovaná poranění C1/C2

C1	převážně kostní	C1.1	zadní oblouk atlasu + istmus C2 (zlomenina oběšencova)
		C1.2	zadní oblouk atlasu + baze zubu nebo těla
		C1.3	zadní oblouk atlasu + krček zubu
C2	osteoligamentózní	C2.1	baze zubu + C1/2 luxace méně než 11 mm
		C2.2	krček zubu + C1/2 luxace více než 11 mm
		C2.3	zlomenina atlasu se separací massae laterales více než 7 mm (Jefferson fracture)
C3	převážně ligamentózní	C3.1	C1-2 dislokace dopředu
		C3.2	rotační subluxe - 4 typy podle Fieldinga
		C3.3	zadní kompletní luxace C1-2

DOLNÍ ÚSEK PÁTEŘE (C3-C7/TH1)

A Poranění předního sloupce

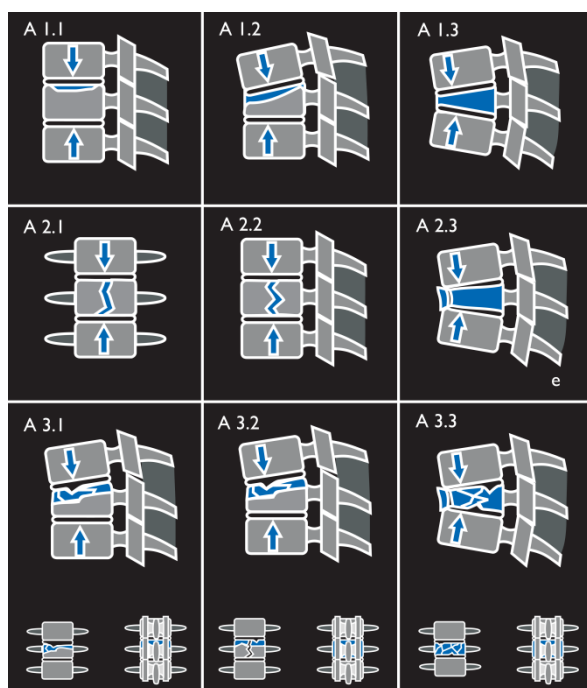
A1	kostní poranění	A1.1	stejněměrná komprese
		A1.2	okrajová ahrubce bez lig. léze
		A1.3	klínovitá zlomenina bez lig. léze (kyfot. Angulace do 11°)
A2	osteoligamentózní	A2.1	vícefragmentová zlomenina těla obratle
		A2.2	vícefragmentová zlomenina těla, poranění obou krycích ploch a obou plotének
		A2.3	tříštivá zlomenina obratle bez zranění zadních elementů, dislokace zadní hrany
A3	převážně ligamentózní	A3.1	reptura předního podélného vazy a ploténky (hyperextenční!)
		A3.2	traumatický výhřez ploténky

B poranění zadního sloupce

B1	kostní poranění	B1.1	izolovaná zlomenina zadních kostních elementů (trn, oblouk)
		B1.2	zlomenina proc. articularis bez dislokace kompresivní nebo vertikální zlomenina
		B1.3	kombinace
B2	osteoligamentózní	B2.1	zlomeniny zadních elementů se subluxe (trn, oblouk)
		B2.2	zlomenina facet (proc. articularis)
		B2.2.1	unilaterální
		B2.2.2	bilaterální
		B2.3	ahrubce massae lateralis (lom přes oblouk Pedikl)
		B2.3.1	unilaterální
		B2.3.2	bilaterální

B3	ligamentózní (diskoligamentózní)	B3.1	ruptura zadního ligamentárního komplexu se sublukací (bilaterární)
		B3.2	unilaterární
C Poranění předního a zadního sloupce			
C1	kostní poranění	C1.1	tříštivá zlomenina těla obratle + tříštivé zlomeniny zadních elementů
		C1.2	horizontální zlomenina těla obratle + tříštivé zlomeniny zadních elementů
C2	osteoligamentární	C2.1	luxace obratlů se zlomeninou zadních elementů
		C2.2	klínovitá zlomenina více než 11°+ ruptura zadního ligamentárního komplexu
		C2.3	tříštivá zlomenina přední části obratle, zadní fragment dislokováno více než 3 mm (tear drop)
C3	ligamentózní (diskoligamentózní)	C3.1	unilaterální luxace, ruptura ploténky a zadního lig. komplexu
		C3.2	bilaterální luxace, ruptura ploténky a zadního lig. komplexu
		C3.3	ruptura ploténky, zadní luxace, ruptura zadních vazů
PORANĚNÍ HRUDNÍ A BEDERNÍ PÁTEŘE			
A komprese těla			
A1	impakce bez účasti plotének		
A2	štěpné zlomeniny	A2.1	sagitální lom
		A2.2	koronální lom
		A2.3	"klešťovité"
A3	tříštivé zlomeniny	A3.1	horní část (jedna ploténka)
		A3.2	tříštivé štěpné (v CT horní část tříštivé, dolní část štěpné)
		A3.3	celý obratel – obě ploténky
B distrakční poranění obou sloupců			
B1	"flekčně distrakční"	B1.1	transverzální disrupce ploténky ligamentózní distrakce vazů
		B1.2	zadní distrakce - kombinovaná s kompresí obratle (typ A1)
B2	"flexkčně distrakční"	B2.1	transverzální kostní poranění obou sloupců "seat belt"
		B2.2	vpředu transverzální disrupce ploténky
		B2.3	kombinace - vpředu s tříštivou zlomeninou
B3	přední disrupce přes ploténku hyperextenční střih	B3.1	hyperextenze, subluxace
		B3.2	hyperextenze, spondylolýza
		B3.3	zadní luxace
C Rotační poranění obou sloupců			
C1	rotační poranění obou sloupců, přičemž přední sloup je komprimován (typ A)		
C2	rotační poranění obou sloupců flekčně-distrakční (typ B)		
C3	rotačně translační střih		

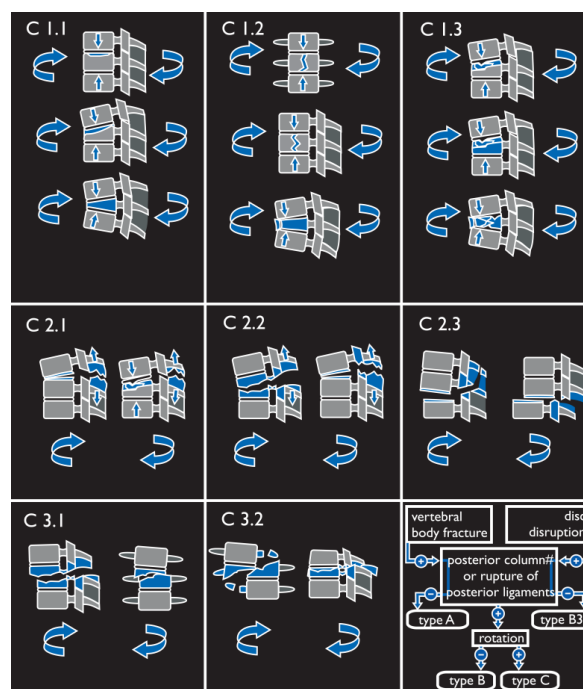
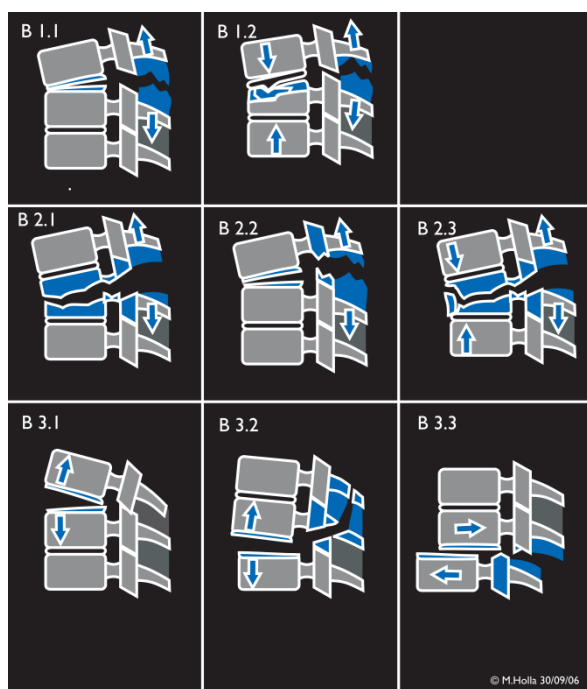
Vznik fraktur velmi ovlivňuje kvalita kostní tkáně, která má vliv také na typ zlomeniny. Pro normální kvalitu kostní tkáně, která je charakteristická pro zdravé a mladé lidi, je na vznik zlomeniny potřeba značných sil. Naopak pro pacienty s osteoporózou vznikají zlomeniny i při malém traumatu. Zlomenina ovšem může mít i patologickou příčinu jako je např. tumorózní proces. [40]



Nejrozšířenějšími zlomeninami jsou zlomeniny thorakolumbální. Tedy fraktury mezi obratli Th12 – L2. Zapříčiněno to je přechodem mezi relativně tuhou hrudní páteří zpevněnou hrudním košem a bederní páteří, která tak při nárazu musí pohlcovat značnou část energie. Pro bližší představu jsou v obrázcích znázorněny typy zlomenin z této oblasti. Označení jednotlivých obrázků odpovídá údajům v tab. 3.

Obr. 29 a,b,c

Znázornění fraktur v thorakolumbální oblasti. [39]



3 Systém HANS

3.1 Úvod do problematiky

V závěru předešlé kapitoly bylo poukázáno na zlomeniny páteře v oblasti thorakolumbální, tedy na zlomeniny v přechodu mezi hrudní a bederní páteří. Tato zranění jsou probírána také v souvislosti s používáním bezpečnostního prvku HANS, o kterém bylo psáno v kapitole 1.2.4.1 v rámci systémů FHR, které zabraňují dopřednému pohybu hlavy při prudkém zpomalení vozidla, zejména při nehodě.

Autoklub České republiky (AČR), který sdružuje zájemce o motosport a jehož členství je zcela dobrovolné, vyžaduje při účasti na prestižních závodech, které se konají pod záštitou této organizace, zapojení do tohoto občanského sdružení. AČR jako organizace, pod kterou se u nás jezdí celé seriály závodů, a která také dohlíží na jejich bezpečnost, zvažuje po vzoru ostatních světových autoklubů, sdružující závodní jezdce, používání systémů FHR. Při použití systému HANS, který je jednou z variant prvků FHR, je podezření na možný vznik poranění na dolní krční páteři. AČR proto k zařazení těchto systémů do povinné bezpečnostní výbavy obsažené v příloze J, čl. 253 přistupuje velmi obezřetně.

Pan Ing. Josef Stránský jako předseda technické komise AČR oslovil Katedru mechaniky, pružnosti a pevnosti TUL v Liberci k provedení základních analýz, které by při automobilové nehodě zhodnotily vliv systému HANS na oblast bederní páteře.

U lidí z odborných kruhů, kteří měli možnost se daným problémem zabývat, převládá názor, že systém HANS je bezpečný, ovšem za dodržení všech předepsaných nastavení, která jsou pro použití předepsána. Jedná se zejména o správné přichycení všech bezpečnostních pásů. Zde totiž může snadno dojít chybnému nastavení, které je více přizpůsobeno pohodlí než bezpečnosti. Systém HANS, jak je také patrné z kapitoly 1.2.4.1, vzhledem ke své konstrukci částečně omezuje pohyb hlavy. Kombinace HANSu a těsně upnutých pásů tak může vést k nedbalosti při upnutí zařízení na jezdce, které bude více přizpůsobeno komfortu.

Další názor je ten, který říká, že systém HANS je bezpečný, ale pouze ve Formuli 1 a NASCAR. Tedy pro typy závodů, pro které byl původně vyvinut. Jezdci tam totiž jezdí

na uzavřené dráze a v monopostu. Usazení jezdce je tedy odlišné a nelze ho tedy bezpečně provozovat v rallycrossu.

3.2 HANS a bederní páteř

Poté co se stal v roce 2003 systém HANS povinný pro jezdce Formule 1, začal se pomalu rozšiřovat také do jiných soutěží. Při použití v rallycrossu je však podezření, že poranění vzniklá při nehodě v thorakolumbální oblasti mají souvislost právě s prvkem HANS.

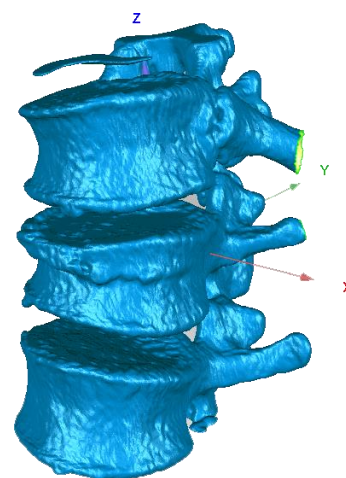
Z dostupných zdravotnických materiálů plyne, že jezdci si nejčastěji poraní páteř právě v Th-L přechodu, přičemž jde většinou o jednoduché kompresivní zlomeniny. Pro představu jsou v další podkapitole 3.2.1 uvedeny lékařské nálezy a obrázky z 3D modelu, které jsou vytvořeny z dat pořízené na CT pomocí programu 3DDoktor. Ten pracuje na principu segmentace CT snímků a následné rekonstrukci 3D modelu.

3.2.1 Zdravotnická data zraněných

Celkem se jedná o poskytnuté materiály čtyř pacientů, z nichž tři jsou doprovázeny lékařskými nálezy. Pro názornost jsou doplněny o obrázky zrekonstruované 3D modely, ze kterých jsou patrné jednotlivé fraktury.

Pacient 1

Lékařský nález: Kompresivní fraktura obratlového těla L1 s vertikálním snížením o 5mm. Ventrálně a vpravo s odlomenou okrajovou lištou bez významné dislokace. Krycí plochy bez prokazatelného prolomení, páteřní kanál neporušený a volný. Artikulace jsou správné.



Obr. 30 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 1

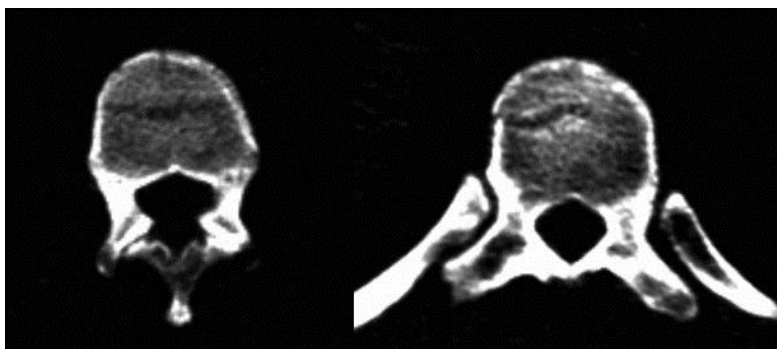
Pacient 2

Lékařský nález: Obratlové tělo Th11 lehce klínovitě defigurované s patrnou impresí horní krycí plochy. V předním sloupci obratlového těla jsou patrné lomné linie s patrným odlomením ventrální hrany obratle a zdvojením kontury obratle ventrálně.

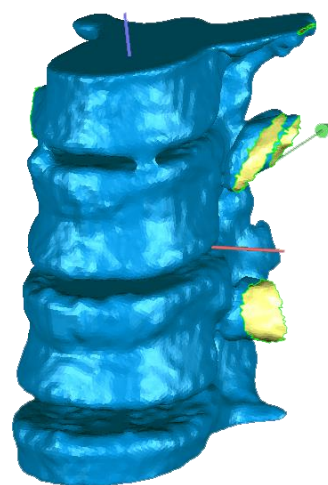
Stejně tak obratlové tělo Th12 klínovitě defigurované s obloukovitou impresí horní krycí plochy. V přední polovině obratlového těla jsou patrné lomné linie s patrnou ahrubčí ventrální hrany a zdvojením kontury obratle ventrálně.

Dorzální hrana obratlů intaktní. Bez zúžení páteřního kanálu se šířkou v sagitální rovině 14 – 15 mm.

Imprese horní krycí plochy obratlových těl Th11 a Th12, s odlomením jejich ventrální hrany – jedná se o fraktury stabilního typu.



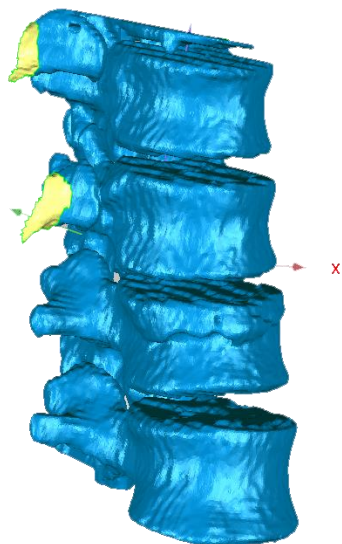
Obr. 32 CT snímky fraktur obratlů Th11 a Th12 pacienta 2.



Obr. 31 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 2

Pacient 3

Lékařský nález: Lehké klínovité snížení obratlového těla L1 s prolomením horní krycí lišty a nerovnosti kontury horní přední hrany. Bez komprese nervových struktur.

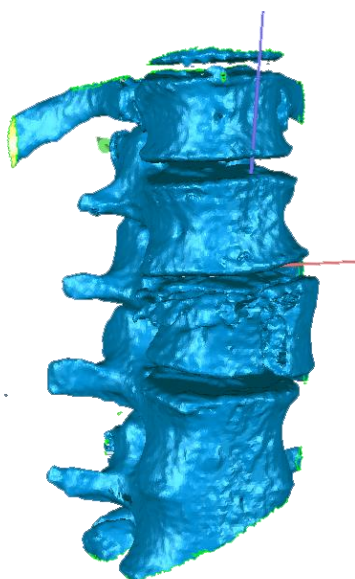


Obr. 34 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 3

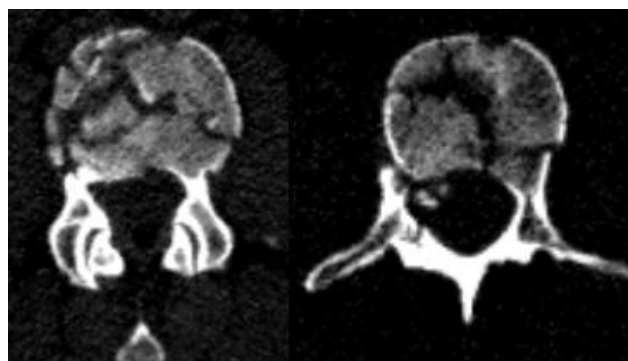


obr. 33 CT snímek fraktury obratle L1 pacienta 3.

Pacient 4



Obr. 36 3D rekonstrukce fraktury páteře pacienta 4

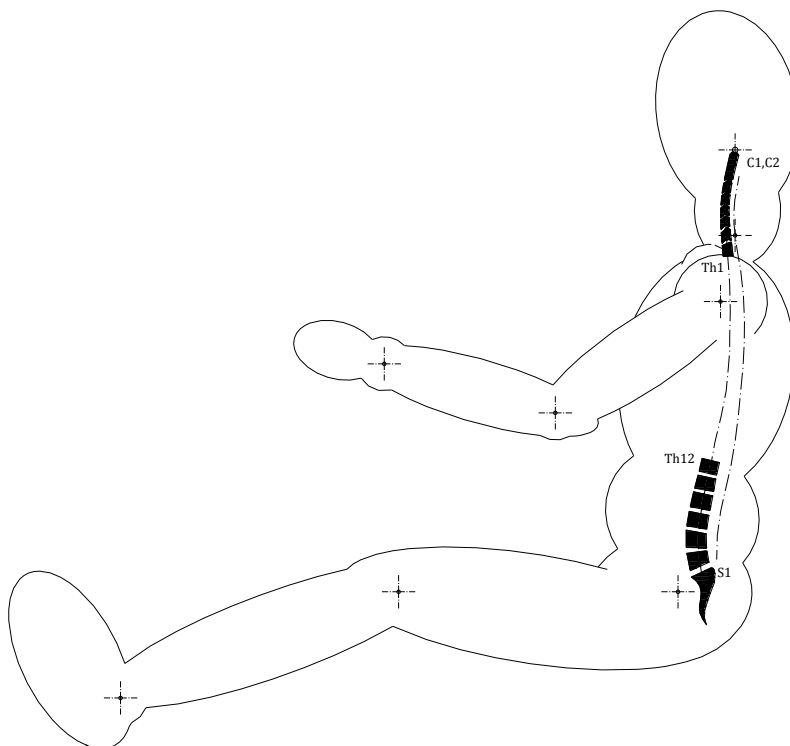


Obr. 35 CT snímek fraktury obratle L1 pacienta 4.

4 Simulace k posouzení bezpečnosti systému HANS

4.1 Model člověka pro simulaci v MSC.ADAMS

Základem pro simulace je 3D model člověka převzatý z knihovny LiveModeler, která je součástí speciální nástavby simulačního programu MSC.ADAMS. Z tohoto modelu byla pro výpočet použita základní geometrie a hmotové charakteristiky jednotlivých anatomických celků mající tvar elipsoidů. Jelikož pro simulaci silových účinků byl nezbytný podrobnější model v oblasti bederní páteře, byla břišní část modelu upravena tak, že do ní byl vsazen úsek mezi Th12 – S1. Dále pak byla rozšířena krční část modelu o obratle krční páteře, konkrétně C1 – Th1, které pro simulace nárazů a zjišťování dynamických účinků v sagitální rovině přesněji umožňují sledovat pohyby jednotlivých obratlů na tomto úseku. Uspořádání modelu je znázorněno v obr. 37.



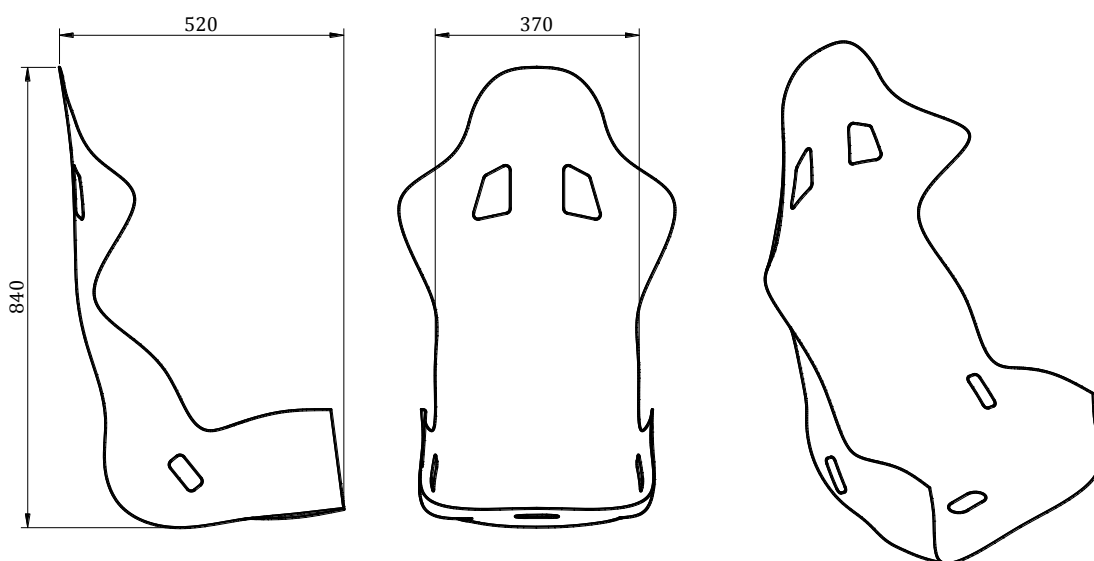
Obr. 37 Model člověka převzatý z programu LiveModeler se zobrazeným úsekem páteře mezi C1-Th1 Th12-S1, kterým je upravena krční a břišní část modelu. Osově kříže znázorňují kloubová spojení mezi jednotlivými anatomickými celky. Osa páteře vlevo prochází obratlovými těly, osa vpravo prochází obratlovými klouby.

Pro zjednodušení nebyl převzat celý model, ale pouze podstatné anatomické celky. Tedy model bez rukou a spodní části nohou zahrnující lýtka a chodidla. Hmotové charakteristiky byly převzaty od [Acar, Loptic, 2007].

4.2 Ostatní modely pro simulaci v MSC.ADAMS

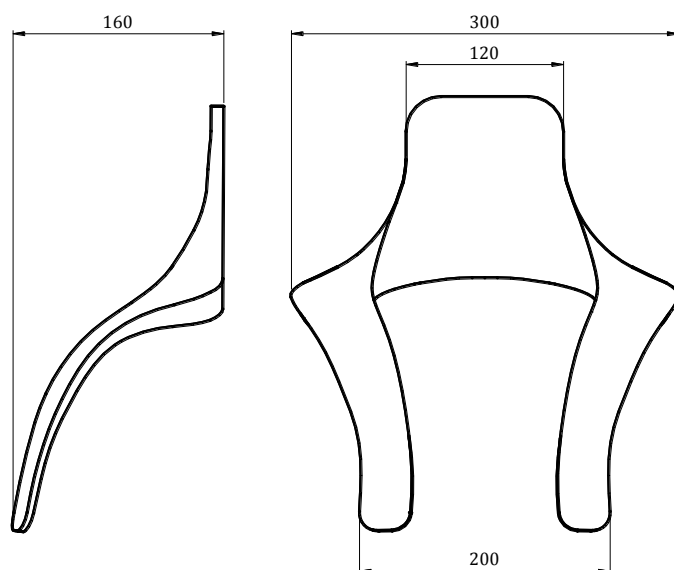
Ostatními modely pro simulaci se rozumí sedačka a zádržný systém hlavy HANS. Jejich geometrie vychází z poskytnutých materiálů předsedy technické komise AČR Ing. Josefa Stránského.

Sedačka, pro kterou bylo samozřejmostí, aby byla kompatibilní se systémem HANS, tedy, že má správně umístěné otvory pro ramenní pásy (systém ve tvaru nákrčníku má osu ramenních pásů cca o 40 mm výše), splňuje standard FIA 8855-1999. Tvar sedačky zachycuje obrázek obr. 38.



Obr. 38 Model sedačky kompatibilní se systémem HANS s orientačními rozměry.

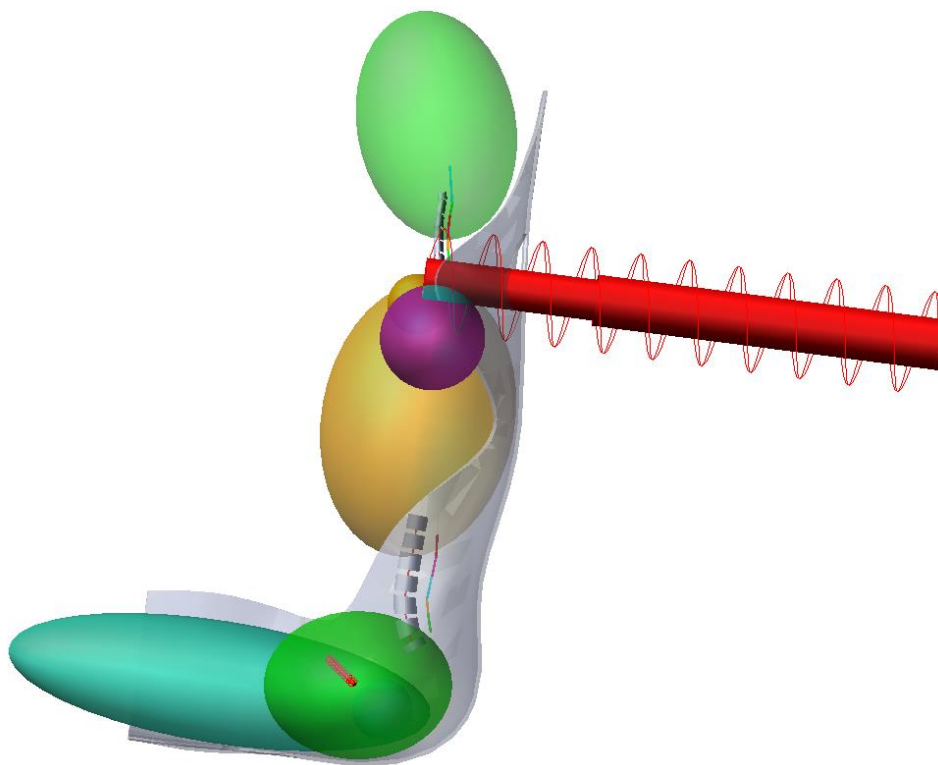
Geometrie systému HANS, který nám byl rovněž poskytnut a byl důležitý pro pochopení jeho přesné funkce a problematiky při jeho používání, byla převzata z normy FIA 8858-2010, která udává možné rozmezí hodnot, takže pro tvorbu modelu byla vhodnější. Vytvořený 3D model zachycuje obr. 39.



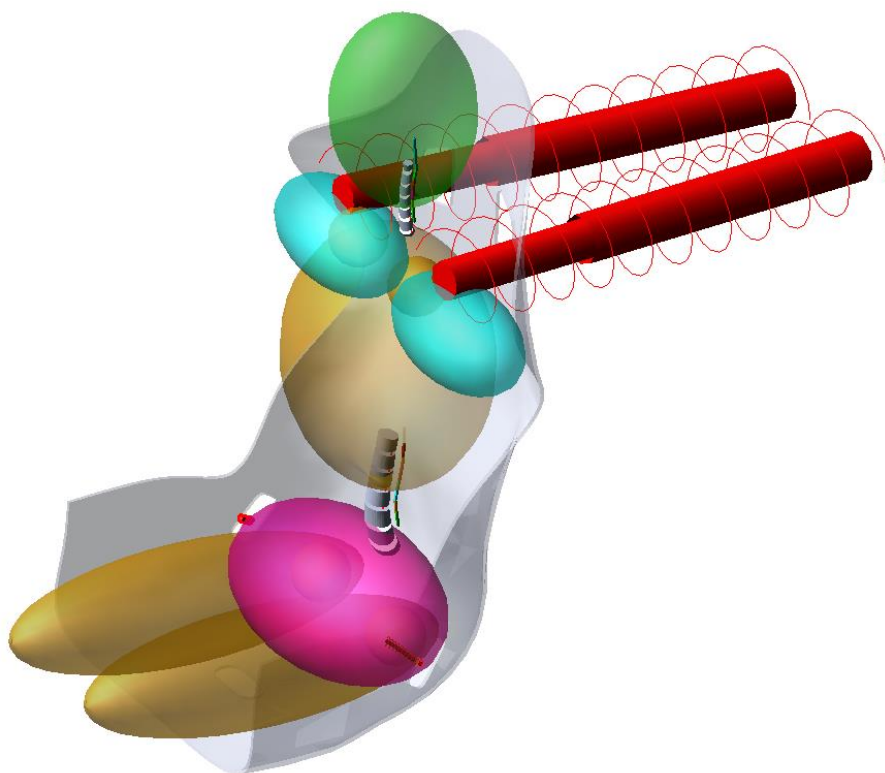
Obr. 39 Model systému HANS s orientačními rozměry.

Ve funkční sestavě je přichycen pevně k hrudníku. Hlava je pak přichycena pružinami k systému HANS.

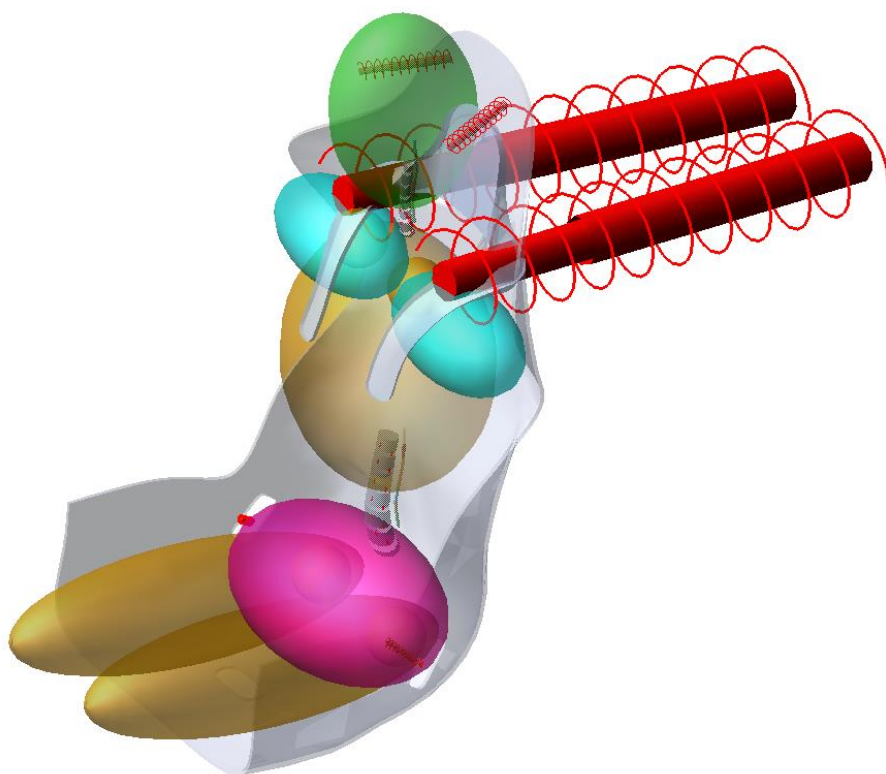
4.3 Sestavení a konfigurace modelu pro výpočet



Obr. 40 Funkční sestava v MSC.ADAMS View.



obr. 41 Funkční sestava pro vytvořená v MSC.ADAMS View bez systému HANS



obr. 42 Funkční sestava pro čelní náraz vytvořená v MSC.ADAMS View se systémem HANS

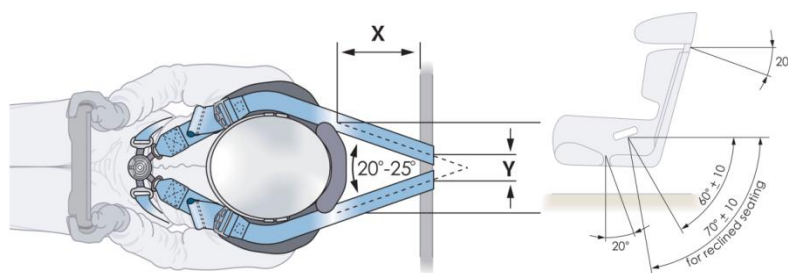
Z modelu složeného z již výše zmíněných základních celků, kterými jsou model člověka doplněný o krční a bederní páteř, sedačku a systém HANS, se vytvořila v prostřední MSC.ADAMS View pomocí dostupných prvků funkční model znázorněný v obr. 40.

Základní myšlenkou při tvorbě funkční sestavy byl řidič připevněný k sedačce bezpečnostními pásy, a který je v simulovaném prostředí vystaven přesně definovanému nárazu.

4.3.1 Modelování bezpečnostních pásů

Při tvorbě funkční sestavy bylo zapotřebí udělat zjednodušení použitých čtyřbodových pásů, které v reálu vedou z upevňovacích bodů na karoserii přes ramena a bedra až do spojení všech čtyř pásů, které je v oblasti břicha. Pásy v sestavě byly nahrazeny pružinami s tuhostmi (v obr. 40 červeně), které byly stanoveny na základě trhací zkoušky provedené na poskytnutých vzorcích a jejich výsledky jsou v kapitole 4.3.3. Jejich upevnění je provedeno pomocí markerů (souřadnicových systémů jednotlivých dílů). Ramenní pás je tedy nahrazen pružinou mezi markerem sedačky, a markerem ramena. Stejně to je v případě bederních pásů. Upevnění pásů k sedačce má nahrazovat jejich upevnění ke karoserii, jejíž souřadnicové systémy se při jízdě vůči sobě nepohybují, tudíž je možné tuto záměnu provést. Sedačce je tedy udělen také pohybový impuls, pomocí kterého simulujeme jednotlivé situace.

Upevnění bezpečnostních pásů ke karoserii, resp. souřadnicovému systému sedačky, odpovídá jejich nastavení pro šířku základny systému HANS 120 mm. Jednotlivé vzdálenosti upevňovacích bodů jsou převzaty z průvodce pro použití systému *HANS – Guide for the use HANS® in international motor sport*, vydaný mezinárodní automobilovou federací FIA.



Obr. 43 Uchycení bezpečnostních pásů ke karoserii. [41]

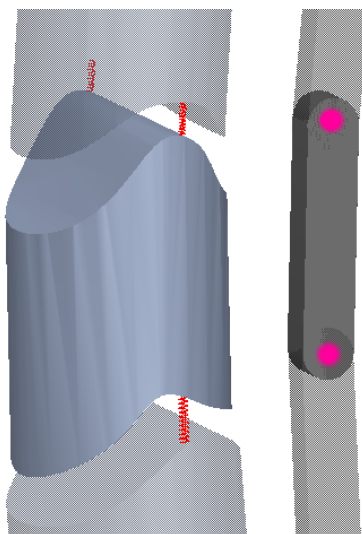
Pro šířku základny HANS systému $Z = 120$ mm jsou z průvodce pro jeho použití tabelovány tyto referenční hodnoty pro různou vzdálenost uchycení ramenních pásů:

Tab. 4 Referenční hodnoty pro montáž bezpečnostních pásů se systémem HANS. [41]

X [mm]	100	200	300	400	500	600	700	800
Y [mm]	135	95	55	15	-25	-95	-105	-145

4.3.2 Modelování úseků páteře

Vymodelované úseky páteře mají zpřesnit výpočty, aby více odráželi reálný stav, který se děje při nárazu. Základem pro jejich tvorbu byly jednotlivé tvary obratlů v sagitální rovině převzaté z [44]. Obratle, které mezi sebou tvoří pohybové segmenty, jsou mezi sebou spojeny obratlovými klouby a meziobratlovými ploténkami, jejíž přirozená tuhost je nahrazena dvěma pružinami (viz .obr. 44). Vzájemná poloha jednotlivých prvků obratle tvořící jedno těleso umožňuje bezproblémový pohyb v sagitální rovině bez ztráty stability v dorsální rovině.



Obr. 44 Vymodelované tělo obratle C5 se zřetelným párem pružin, které nahrazují meziobratlovou ploténku mezi C4 a C5. Růžová značka označuje polohu meziobratlového kloubu tohoto obratle. Objemy obratlového těla a obratlového kloubu jsou vazbami propojeny a tvoří jedno kompaktní těleso.

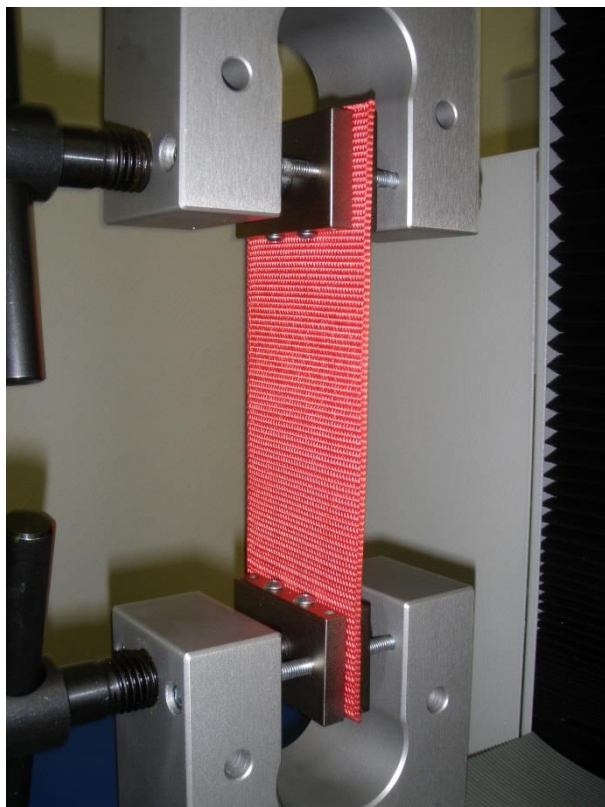
Hodnoty celkové tuhosti připadající na meziobratlovou ploténku jsou uvedeny tab. 5.

Tab. 5 Tuhost meziobratlových plotének. [Acar et al., 2007]

tuhost [N/mm]					
C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C7-T1
637.5	765.3	784.6	800.2	829.7	973.6

Tuhost bederních meziobratlových plotének je převzata ze studie zabývající se výzkumem bederních meziobratlových plotének a vlivu rychlosti deformace, z níž převzali jednotnou hodnotou 1835 N/mm [42].

4.3.3 Stanovení tuhosti bezpečnostních pásů



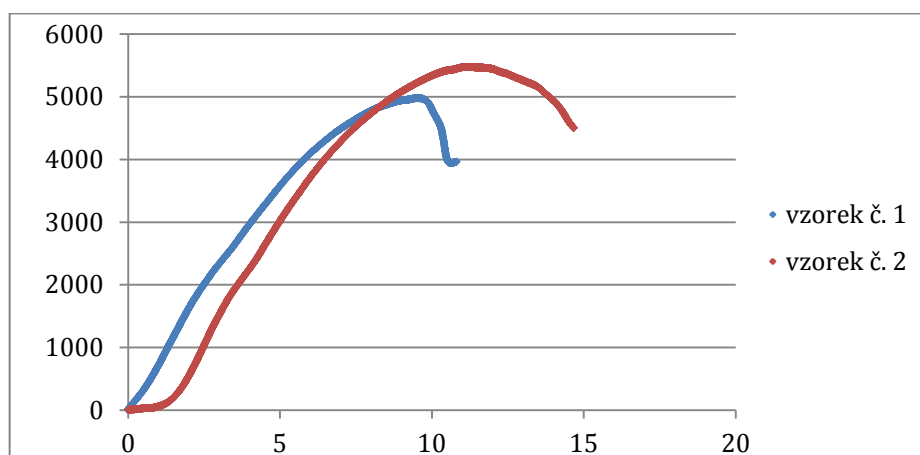
Měření tuhosti bezpečnostních pásů probíhalo v laboratoři Katedry mechaniky pružnosti a pevnosti TU v Liberci na trhačím stroji osazeném 10 kN snímačem. Měření byla provedena na dvou vzorcích, ze kterých se pomocí vygenerovaných dat stanovily jejich tuhostní charakteristiky.

Z jejich charakteristik můžeme říci, že jejich chování odpovídá lineární pružině. U vzorku č. 2 je patrné usednutí pásu do čelistí. Pro stanovení tuhosti tedy použijeme jen tu část, která hovoří o jejich charakteristice. V grafu 2 a 3, které obsahují pouze data potřebná ke stanovení tuhosti jednotlivých vzorků, jsou body charakteristik proloženy přímkou, jejíž rovnice odpovídá tuhosti daného pásu.

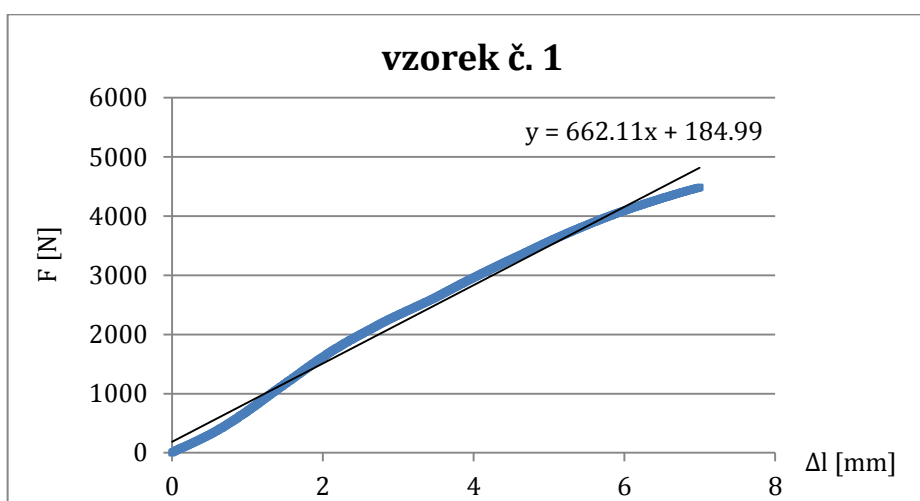
Tuhost lineární pružiny je dána směrnici tečny její charakteristiky. Obecná rovnice přímky má tvar: $y=kx+q \Rightarrow$ pro vzorek č. 1: $k_1 = 662,11 \text{ N/mm}$
pro vzorek č. 2: $k_2 = 653,92 \text{ N/mm}$

$$\text{Průměrná hodnota tuhosti: } k = \frac{k_1 + k_2}{2} = \frac{662,11 + 653,92}{2} = \underline{\underline{658,2}} \text{ [N/mm]}.$$

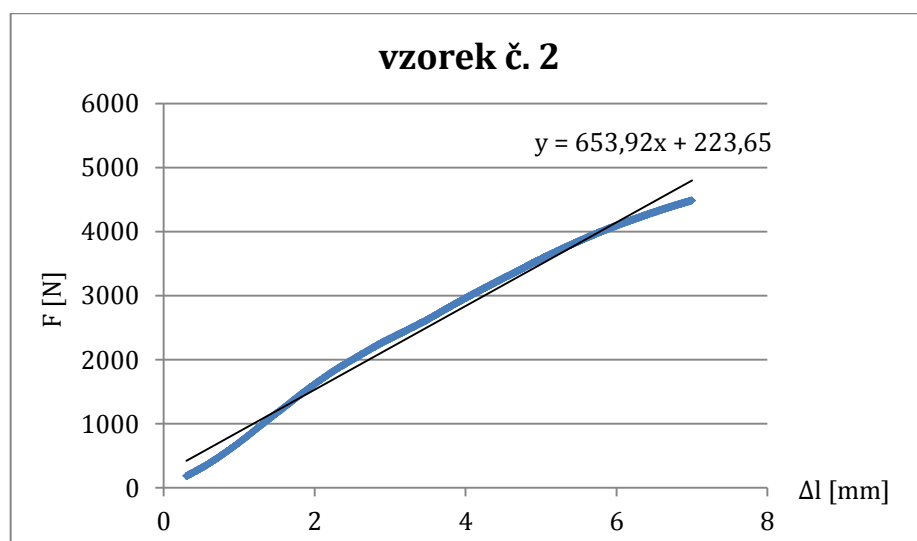
Graf 1 Závislost zatížení pásů na prodloužení (tuhostní charakteristika).



Graf 2 Tuhostní charakteristika vzorku č. 1.



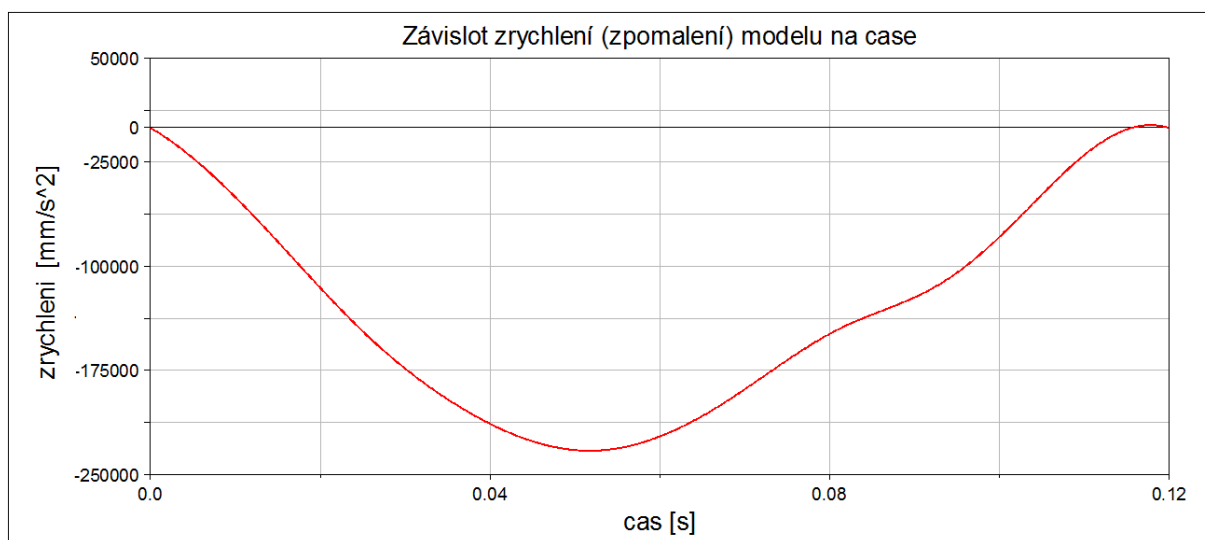
Graf 3 Tuhostní charakteristika vzorku č. 2.



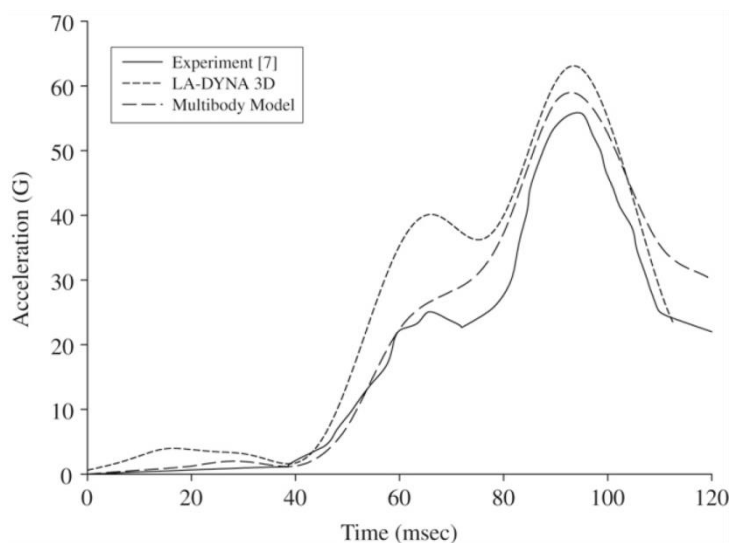
4.4 Platnost výpočtu – validace

Platnost výpočtů ověřujeme podle analýzy [43] zabývající se čelním nárazem, při které je vyhodnocováno zrychlení hlavy modelu člověka připoutaného tříbodovými pásy osobního automobilu při simulovaném nárazu v rychlosti 55 km/h, při kterém dojde ke zpomalení na nulovou rychlost za 0,120 s. Průběh zrychlení (zpomalení) podle této analýzy je zachycen v grafu 1. Její výsledky, ve kterých je vykresleno zrychlení působící na hlavu modelu člověka různými způsoby, pak v grafu 2.

Graf 4 Zpomalovací impuls simulačních saní.

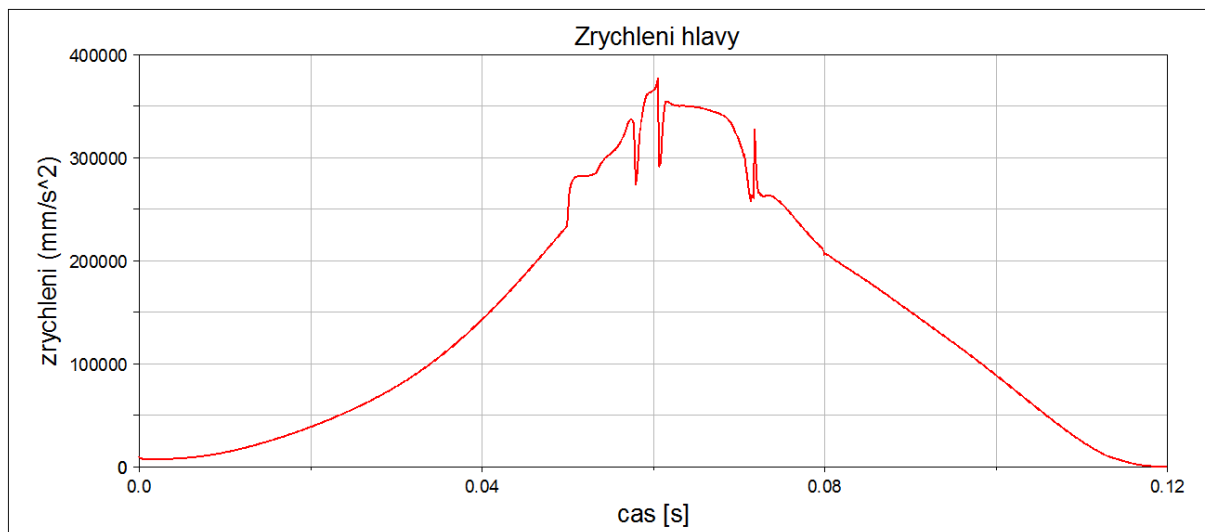


Graf 5 Stanovené zrychlení hlavy v analýze[43], s kterým porovnááme vypočítané hodnoty na našem modelu.



Výsledné zrychlení hlavy pro náš model vystihuje graf 3.

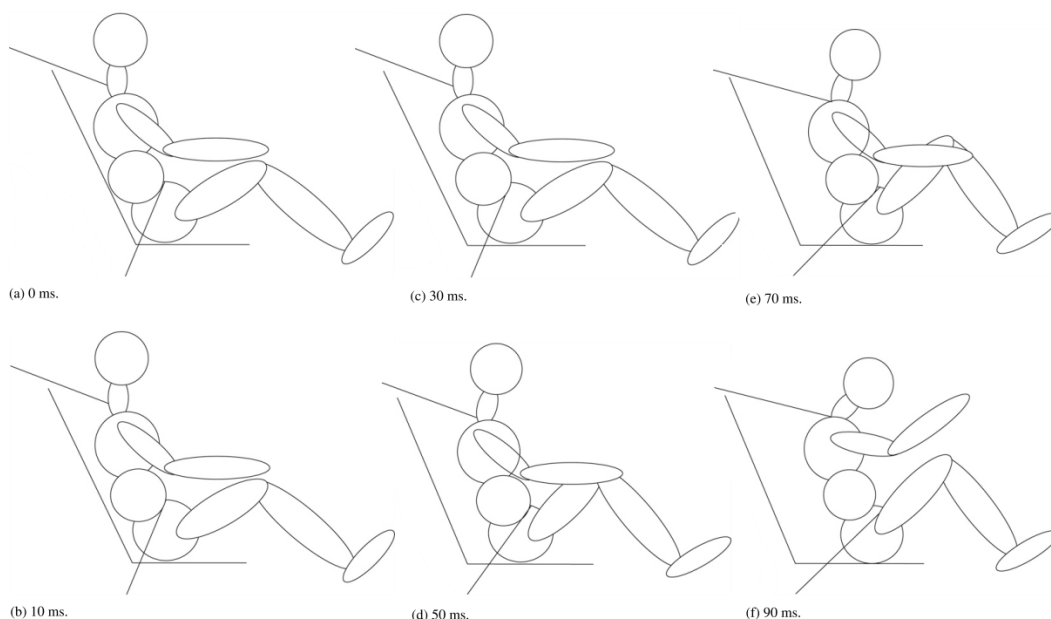
Graf 6 Zrychlení hlavy zjištěné při simulaci na našem modelu vytvořeného v této práci.



Diskuze k platnosti výpočtu

Při posuzování validace výpočtů prováděné na našem modelu je třeba si uvědomit co přesně se vlastně s modely děje při prudkém zpomalení. U modelu člověka připoutaného třibodovými pásy v analýze [44], které obepínají model, dojde nejprve k posunu celého modelu vlivem menší celkové tuhosti bezpečnostních pásů oproti celkové tuhosti pásů závodních. Toto charakterizuje v grafu 2 velmi pozvolný náběh zrychlení hlavy. K většímu nárůstu dochází až v čase mezi 60 – 80 ms, kdy postupně dochází k propnutí pásu. Poté již nemůže dojít k posunu celého modelu, takže nefixovaná hlava dále prudce zrychlí. Toto chování je znázorněno v obr. 45 pod touto diskuzí.

Jiná situace je ovšem u našeho modelu člověka, který je připoután k sedačce čtyřmi tuhými pásy, navíc s pevnou délkou a nastavením pro konkrétního jezdce. S přihlédnutím k faktu, že pásy jsou nahrazeny pružinami, které jsou připevněny na referenční markery modelu, dochází k propnutí tuhých pásů velmi rychle a na zrychlení hlavy se to tudíž neprojeví. Vypočítané zrychlení v naší simulaci s maximální hodnotou 35,8 G lze tedy považovat s přihlédnutím k nastavení modelu za korektní a tento model tudíž můžeme považovat za validní. Oscilace v grafu 6 lze připsat nevyváženému tlumení mezi jednotlivými obratli. Jejich vliv na celkové výsledky je však zanedbatelný.



Obr. 45 Dynamická odezva modelu lidského těla při čelním nárazu z analýzy [44].

4.5 Simulace sil mezi obratli bederní páteře

Simulace dynamických účinků mezi obratli bederní páteře se zaměřují na zjištění sil mezi obratlovými těly v thorakolumbální oblasti. Tedy zjištění velikosti sil na meziobratlové ploténky, které se podílí na možné deformaci obratlových těl. Obratlová těla, jak je také uvedeno v kapitole 3.2.1 o zdravotnických datech zraněných, jsou totiž jedinými postiženými částmi obratlů při autonehodách v rallye s podezřením na možnou souvislost se systémem HANS.

Jsou provedeny celkem čtyři simulace s dvěma základními konfiguracemi:

1. Konfigurace modelu použitá ke stanovení validace

- a) bez použití systému HANS
- b) s použitím systému HANS

Tato konfigurace vychází z modelu, který byl použit ke stanovení validace. Simulace nárazu se tedy řídí zrychlením, resp. zpomalením podle grafu 4.

2. Konfigurace simulující náraz ve vertikální rovině

- a) bez použití systému HANS

b) s použitím systému HANS

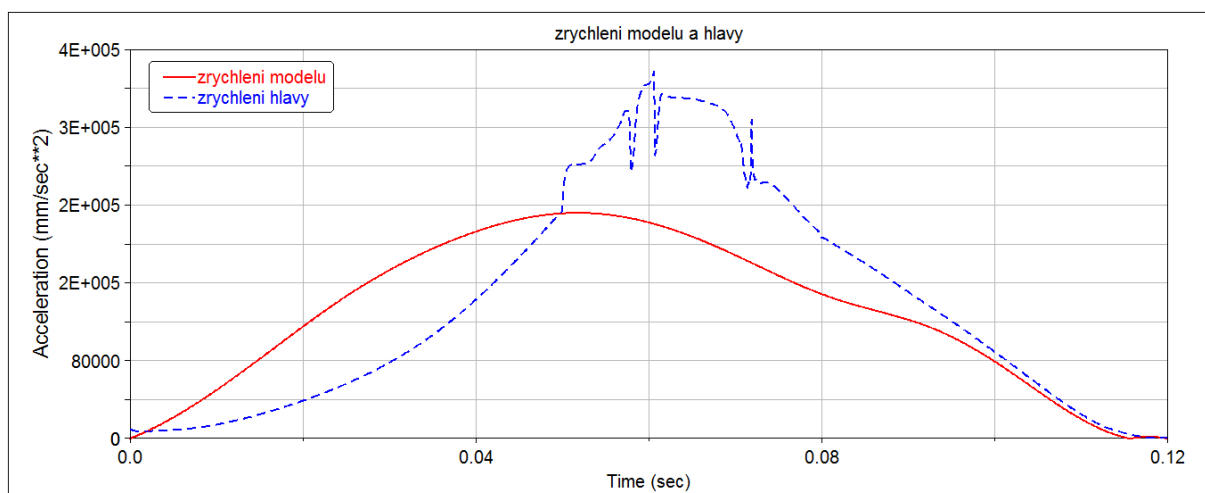
Tato konfigurace používá stejný model, který je použit pro validaci, je ovšem nakonfigurován tak, aby simuloval náraz při pádu stojícího vozidla z výšky 1m.

4.5.1 Simulovaný náraz v rychlosti 55 km/h

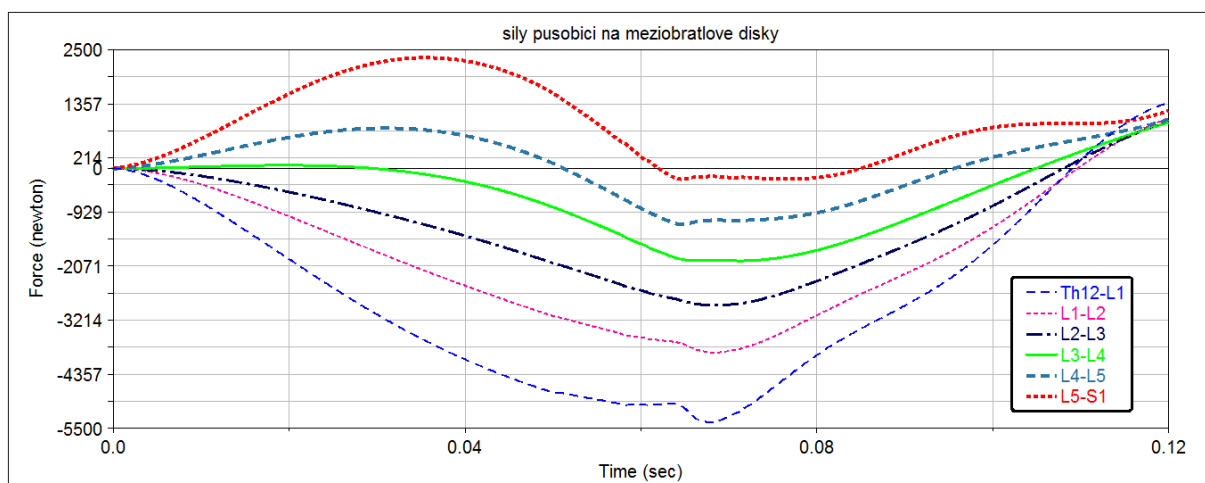
Jak již bylo zmíněno, tato konfigurace se řídí zrychlením, resp. zpomalením, použitým při stanovení validity modelu, při kterém model zpomaluje z rychlosti 55 km/h na 0 km/h.

1. Náraz bez použití systému HANS

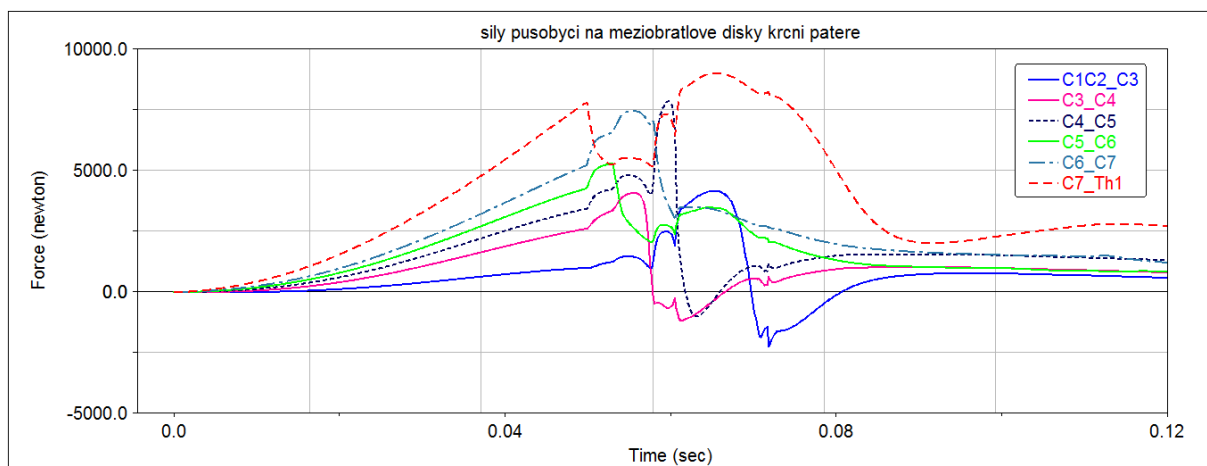
Graf 7 Zrychlení modelu a hlavy při simulovaném nárazu bez použití systému HANS.



Graf 8 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře bez použití systému HANS.

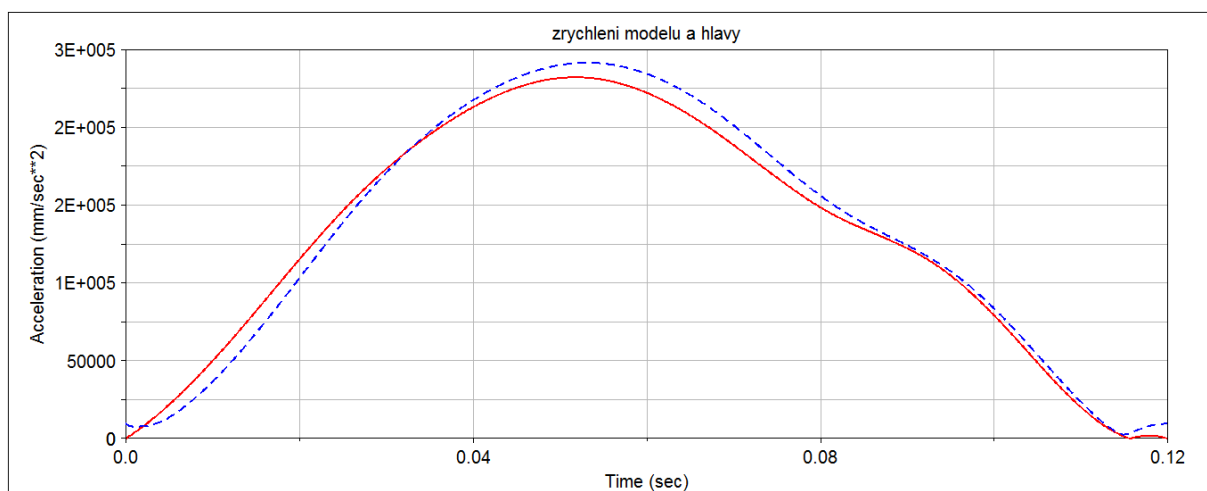


Graf 9 Síly působící na meziobratlové disky krční páteře bez použití systému HANS.

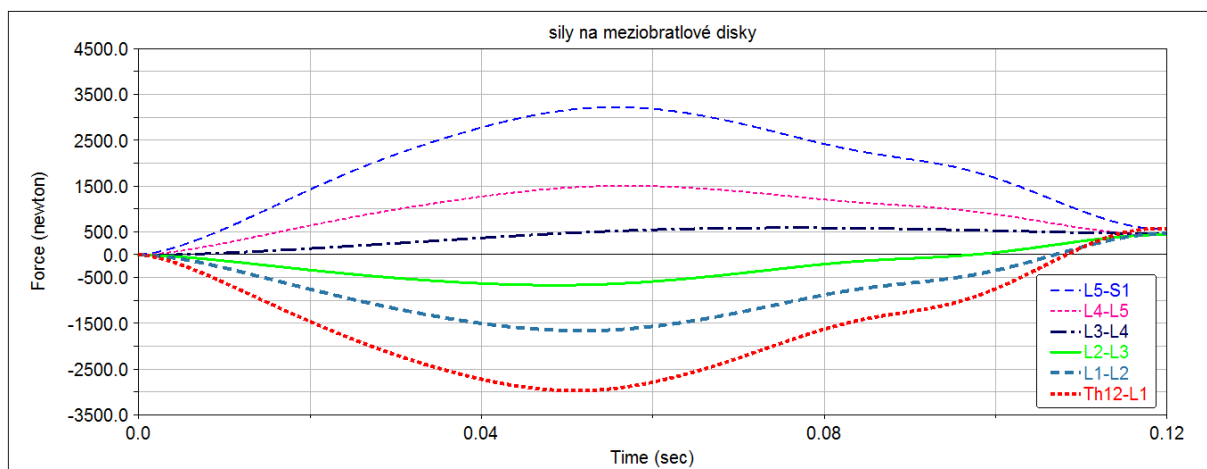


2. Náraz s použitím systému HANS

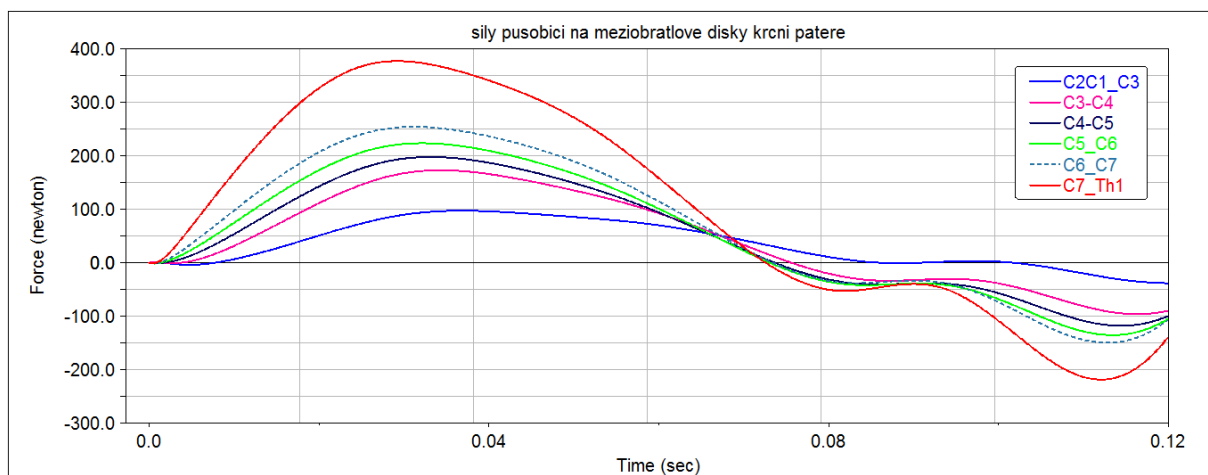
Graf 10 Zrychlení modelu a hlavy při simulovaném nárazu s použitím systémem HANS.



Graf 11 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře s použitím systémem HANS.



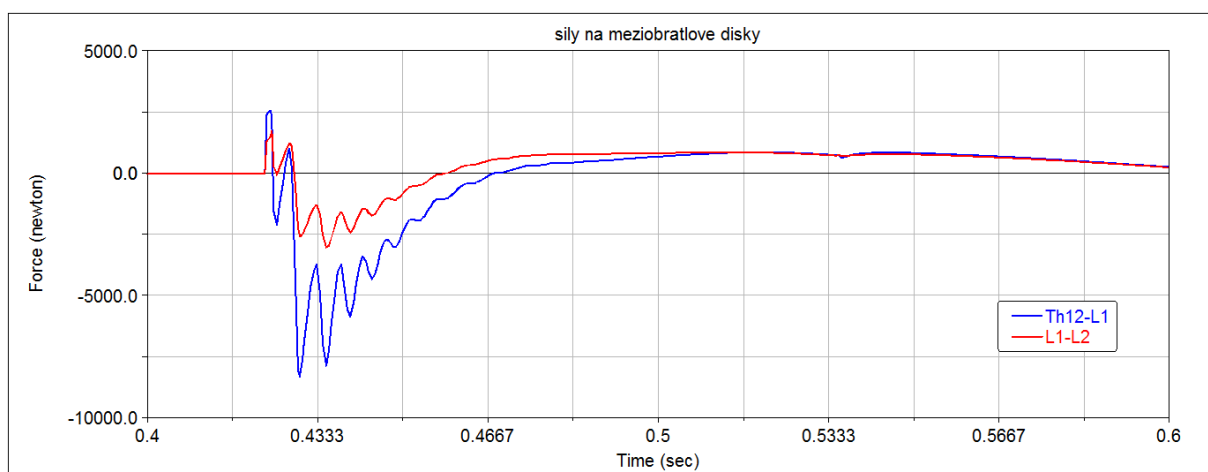
Graf 12 Síly působící na meziobratlové disky krční páteře s použitím systémem HANS.



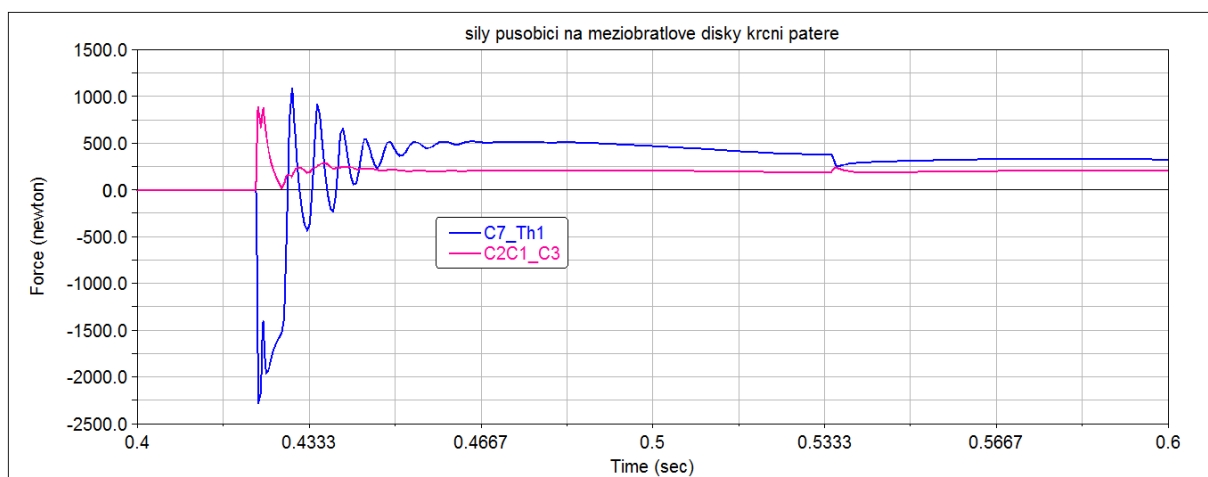
4.5.2 Simulovaný náraz ve vertikální rovině

1. Náraz bez použití systému HANS

Graf 13 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře bez použití systému HANS.

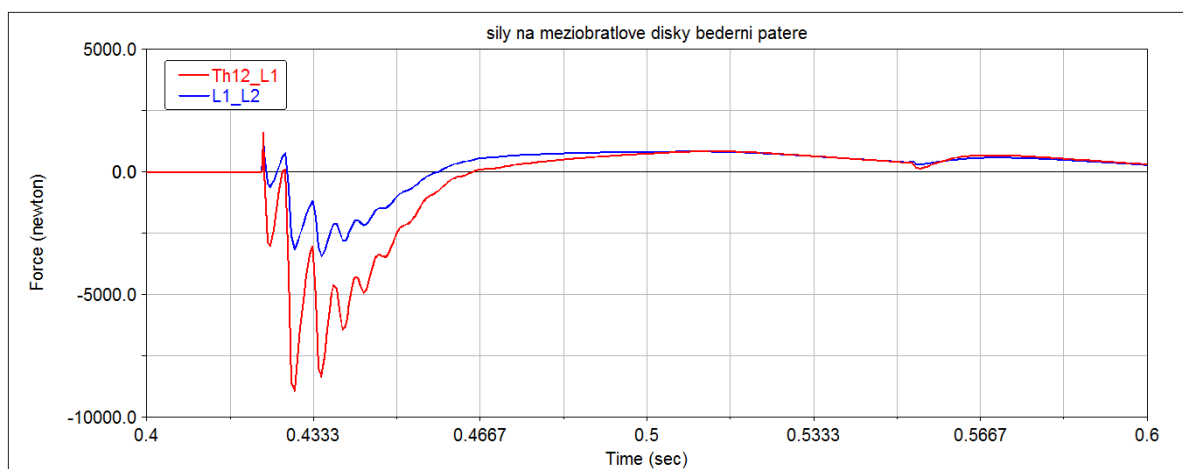


Graf 14 Síly působící na meziobratlové disky krční páteře bez použití systému HANS

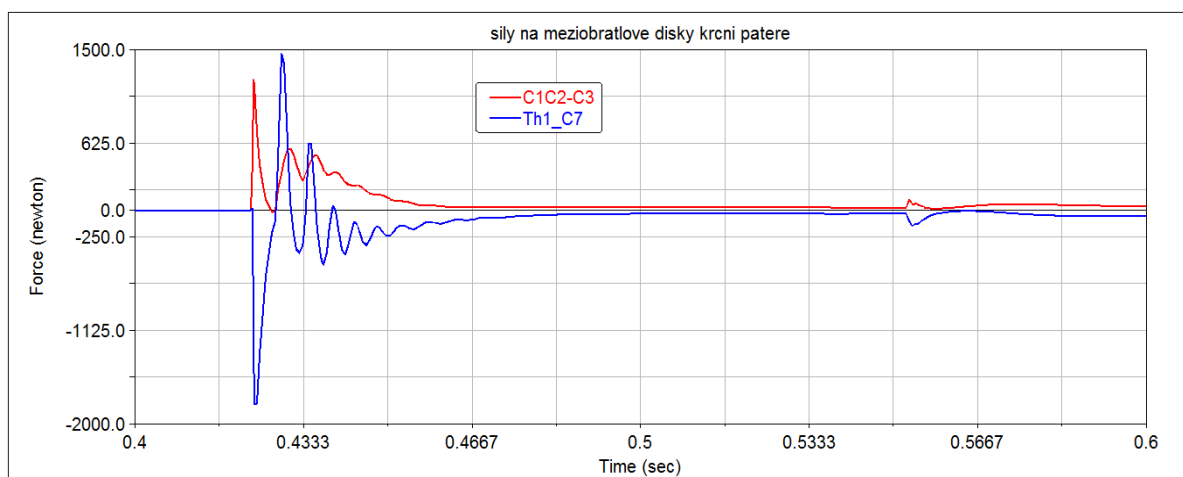


2. Náraz s použitím systému HANS

Graf 15 Síly působící na meziobratlové disky bederní páteře s použitým systémem HANS.



Graf 16 Síly na meziobratlové disky krční páteře s použitým systémem HANS



Diskuze k prováděným simulacím

Z vypočítaných výsledků zcela jednoznačně vyplývá, že thorakolumbální oblast je v našich simulacích nejvíce namáhaným úsekem páteře. Potvrdila se tak známá skutečnost, že přechod mezi relativně tuhou hrudní páteří, navíc zpevněnou hrudním košem, a pohyblivým bederním úsekem páteře, vznikají mezi obratlovými těly největší síly. Toto platí pro všechny modelové případy. Přirovnat to lze k prostému vetknutému nosníku, u kterého dochází k největší koncentraci napětí právě u vetknutí, v našem případě v Th-L přechodu.

Síly, mající své maximum pro čelní náraz bez použití systému HANS na hodnotě - 5350 N, odpovídají přibližně osminásobku hmotnosti dospělého člověka. Záporné znaménko uvádí, že se jedná o tlakovou sílu, tedy mezi obratli vzniká komprese. Velikost síly mezi obratlovými těly S1 a L5 je 2340 N a způsobuje mezi těly distrakci. Toto chování je způsobeno bederní lordózou. Uvědomíme-li si, jaká zrychlení na tělo člověka při nárazu působí, můžeme tyto hodnoty považovat sice za vysoké, ale vzhledem k situaci přiměřené. Přijatelnější hodnoty sil pro člověka byly vypočítány při použití systému HANS. 2930 N mezi těly Th12 a L1 a 1560 N mezi S1 a L5. Způsobeno to je zafixovanou hlavou systémem HANS, která neumožní tak masivní prohnutí bederní páteře. Tento fakt se projevuje také v případě spodního nárazu. Toto zjištění je proti názoru, že používání systému HANS může při nehodě způsobit poranění bederní páteře. Ze simulací naopak vyplývá, že použití systému HANS, snižuje namáhání bederní páteře, tedy také riziko vzniku jejího poranění.

Pro představu, jaký vliv má na krční páteř systém HANS, stačí porovnat graf 9 s grafem 12. Z nich vyplývá, že extrémní namáhání krční páteře při čelním nárazu je prakticky odstraněno. V případě spodního nárazu vznikají mezi obratlovými těly tlakové síly, které mají špičku kolem 2000 N. V tomto případě přínos systému HANS nelze jednoznačně prokázat.

K podobným hodnotám dospěli také ve studii [45] prováděné na lidských krčních obratlích, a která se zabývá měřením sil při nárazu volné hlavy v rychlosti 3,6 m/s do překážky, jejíž hodnoty mají své maximum kolem 8000 N. Námi vypočítané hodnoty tedy korespondují s výsledky této studie a lze je za jistých okolností srovnávat.

Je třeba však zmínit, že k výsledkům se dospělo na základě simulací, ve kterých vždy dochází k zjednodušování při tvorbě výpočtového modelu, tudíž k postupnému zkreslování parametrů, které zdánlivě nemají pro výpočet význam. Proto by pro objektivní posouzení vlivu tohoto zádržného systému na páteř měly být provedeny zkoušky na modelu člověka Dummy, na kterém se velmi věrně pomocí experimentálních měření dokážou simulovat nárazy.

Závěr

Cílem této práce bylo posoudit bezpečnost zádržného systému HANS, který zabráňuje prudkému pohybu hlavy při nehodě. Tento prvek, který se primárně používá ve Formuli 1 a NASCAR, nachází uplatnění také v ostatních automobilových sportech jako je rallycross. V tomto sportu je ovšem velmi často spojován se zlomeninami páteře v oblasti Th-L přechodu. Úkolem této práce tedy bylo simulačními metodami zjistit dynamické účinky na tento úsek páteře a zhodnotit vhodnost používání tohoto systému. Simulace prováděné v simulačním programu MSC.ADAMS, pracovali z modelem člověka vycházejícího z nastavby tohoto simulačního programu LiveModeler a z něhož byla pro výpočet použita geometrie s hmotovými charakteristikami. Pro podrobnější posouzení byl tento model upraven a doplněn o jednotlivé obratle krční a bederní páteře, mezi kterými byly zkoumány síly působící mezi jednotlivými obratlovými těly při simulovaných nárazech. Jednalo se o čelní náraz v 55 km/h, podle známého průběhu zrychlení, resp. zpomalení. Tento modelový případ vycházel z podobné analýzy [43], ve které se posuzovali účinky na tělo člověka při nárazu připoutaném k sedačce tříbodovými bezpečnostními pásy. Podle této studie se také ověřovala validita našeho modelu. Dalším simulovaným nárazem byl náraz ze spodu, respektive pád z výšky 1 metru, při kterém se taktéž zkoumali síly mezi obratlovými těly. Oba tyto modelové případy byly simulovány jak s použitím systému HANS tak bez něj. Výsledky těchto modelových situací pak byly použity k posouzení bezpečnosti zádržného systému HANS.

Z výsledku simulací vyplývá, že systém HANS snižuje zatížení bederní páteře při čelním nárazu přibližně o polovinu. Jeho pozitivní či negativní účinky v případě spodního nárazu nebyly prokázány.

Závěrem je třeba připomenout, že pro zcela objektivní posouzení systému HANS, by bylo zapotřebí udělat jeho zkoušky na modelu člověka Dummy, s kterým by se síly zjišťovali experimentálně a jehož validita je nesporná.

Literatura

- [1] Extrémní mechanické zatěžování organismu [online]. [cit. 2013-03-23]. Dostupné z: <http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/biomechanika/extremni-mechanicke-zatezovani-organismu>
- [2] *Fyziologie a patofyziologie člověka v extrémních podmínkách* [online]. [cit. 2013-03-23]. Dostupné z: <http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/fyziologie/fyziologie-a-patofyziologie>
- [3] Standard 8855-1999. [online]. s. 27 [cit. 2013-05-23]. Dostupné z: www.fia.com
- [4] Standard 8862-2009. [online]. s. 74 [cit. 2013-05-23]. Dostupné z: www.fia.com
- [5] DEIMLER-BENZ. Obrázek [online]. 2012 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: www.daimler.com
- [6] Tříbodové bezpečnostní pásy v osobních automobilech slaví 50 let. [online]. [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: <http://www.auto.cz/tribodove-bezpecnostni-pasy-v-osobnich-automobilech-slavi-50-let-5114>
- [7] Tříbodové bezpečnostních pásů [online]. 2012 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: www.gov.bm
- [8] Příloha J: článek 253. [online]. 2013-01-21 [cit. 2013-04-08]. Dostupné z: <http://www.autoklub.cz/text/101-rady-fia-priloha-j.html>
- [9] POKORNÝ, Vladimír. Traumatologie. 1. vyd. Praha: Triton, 2002, s. 120. ISBN 807254277x.
- [10] Obrázek. Dostupné z: http://kevinmichaelconnolly.com/wp-content/uploads/2010/02/spine_trio_vw1.jpg
- [11] Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Páteř>
- [12] Vyšetření hypermobility. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vyšetření_hypermobility - vysvětlení hypermobility](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vyšetření_hypermobility_-_vysvětlení_hypermobility)
- [13] KŘÍŽ, V. a V. MAJEROVÁ. Biomechanika jednotlivých úseků páteře [online]. 2010, s. 242 [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=814384>
- [14] KŘÍŽ, V. a V. MAJEROVÁ. Biomechanika jednotlivých úseků páteře [online]. 2010, s. 244 [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=814384>
- [15] POKORNÝ, Vladimír. Traumatologie. 1. vyd. Praha: Triton, 2002, s. 121-123. ISBN 807254277x.

- [16] Spinal motion segment. [online]. [cit. 2013-04-12]. Dostupné z: idsportsmed.com
- [17] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, s. 117. ISBN 80-7169-970-5.
- [18] HRABÁLEK, Lumír. Poranění páteře a míchy. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, s. 7. ISBN 9788024428420.
- [19] Kineziologie. [online]. [cit. 2013-04-15]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/kineziologie/>
- [20] Whiplash Injury. [online]. [cit. 2013-04-15]. Dostupné z: <http://www.neurooto.net/old/form.html>
- [21] Whiplash (medicine). In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-15]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Whiplash_\(medicine\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Whiplash_(medicine))
- [22] Tichý nepřítel "Whiplash Injury" díl I. www.zenavaute.cz [online]. [cit. 2013-04-15]. Dostupné z: <http://www.zenavaute.cz/jedeme-na-nakupy/tichy-nepritel-whiplash-injury-dil-i>
- [23] KŘÍŽ, V. a V. MAJEROVÁ. Biomechanika jednotlivých úseků páteře [online]. 2010, s. 245-252 [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=814384>
- [24] Cévy mozku. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-25]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Cévy_mozku
- [25] Arteria vertebralis. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-25]. Dostupné z: http://de.wikipedia.org/wiki/Arteria_vertebralis
- [26] Thoracic vertebrae. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-25]. Dostupné z: [26] http://en.wikipedia.org/wiki/Thoracic_vertebrae - obrázek hrudní páteře
- [27] [online]. [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: <http://www.cobraseats.com/Suzuka-Pro>
- [28] Safety instructions [online]. 2009 [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: www.storth.com
- [29] CROMPTON, Joseph G. Motorcycle Helmets Associated with Lower Risk of Cervical Spine Injury: Debunking the Myth. Dostupné z: [http://www.journalacs.org/article/S1072-7515\(10\)01158-0/abstract](http://www.journalacs.org/article/S1072-7515(10)01158-0/abstract)
- [30] The Physics Of: How the HANS Device Saves Lives. [online]. 2012. vyd. [cit. 2013-04-29]. Dostupné z: <http://www.caranddriver.com/features/the-physics-of-how-the-hans-device-saves-lives-feature>
- [31] Onebadwheel NASCAR Blog: HANS Device. [online]. 2012. vyd. [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: <http://www.caranddriver.com/features/the-physics-of-how-the-hans-device-saves-lives-feature> [32] FIA 8858-2002

- [32] FIA 8858-2002. [online]. [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: www.fia.com
- [33] FIA 8858-2002. [online]. [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: www.fia.com
- [34] BOGDUK, Nikolaj. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum. 2005, s. 52.
- [35] Meziobratlová ploténka. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-05-08]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Meziobratlová_ploténka [36] (Peterson L, Renström P, 2001) – obrázek ploténky s obratlem
- [36] (Peterson L, Renström P, 2001)
- [37] Lumbar vertebrae. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-05-8]. Dostupné z: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Lumbar_vertebrae_animation4.gif
- [38] Cervical vertebrae. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Cervical_vertebrae
- [39] HOLLA'S ORTHOPAEDIC POCKETCARDS. *SPINE FRACTURES* [online]. 2007 [cit. 2013-0-12]. Dostupné z: <http://www.pocketcards.nl/spine%20fractures.pdf>
- [40] KRBEC, Martin. PORANĚNÍ PÁTEŘE. [online]. [cit. 2013-05-113]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Ortopedie_B/Ortopedie_2/Ortopedie_2.htm
- [41] Guide for the use HANS® in international motor sport [online]. s. 8, 2007-07-01 [cit. 2013-05-13]. Dostupné z: http://www.rally-safety.com/files/FHR_guide_2007.pdf
- [42] KEMPER, Andrew, Craig MCNALLY, Dave MCNEELY, Fumio MATSUOKA a Stefan DUMA. Compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs and the influence of strain rate. [online]. s. 2 [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: www.cib.vt.edu
- [43] TENG, Tso-Liang, Fwu-An CHANG, Yung Sheng LIU a Cheng-Ping PENG. Analysis of dynamic response of vehicle occupant in frontal crash using multibody dynamics method. [online]. s. 13 [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: www.sciencedirect.com
- [44] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2. vyd.* Praha: Grada Publishing, 2001, s. 97. ISBN 80-7169-970-5.
- [45] NIGHTINGALE, Roger W. Dynamic responses of the head and cervical spine to axial impact loading. [online]. [cit. 2013-08-27]. Dostupné z: www.sciencedirect.com